

Univerzita Karlova v Praze
Přírodovědecká fakulta

Studijní program:

Biologie

Studijní obor:

Antropologie a genetika člověka



Bc. David Vondrášek

Bilaterální asymetrie aktivity svalů dolní končetiny při základním pohybu tance Cha-cha-cha
Bilateral asymmetries of lower limb's muscle activity during basic movement
of Cha-cha-cha dance

Diplomová práce

Vedoucí závěrečné práce: Doc. Mgr. Vladimír Sládek, Ph.D.

Konzultant závěrečné práce: Mgr. Martin Hora

Praha, 2016

Prohlášení:

Prohlašuji, že jsem závěrečnou práci zpracoval samostatně a že jsem uvedl všechny použité informační zdroje a literaturu. Tato práce ani její podstatná část nebyla předložena k získání jiného nebo stejného akademického titulu.

V Praze, dne 11.08.2016

Podpis

Poděkování:

Děkuji Doc. Mgr. Vladimíru Sládkovi, Ph.D. a Mgr. Martinovi Horovi za cenné připomínky a rady při vypracování diplomové práce.

Abstrakt

Cílem této práce bylo popsat míru bilaterální asymetrie svalové aktivity dolních končetin v pohybové aktivitě tance Cha-cha-cha a zjistit původ bilaterální asymetrie svalové aktivity dolních končetin. Rozdíl ve svalové aktivitě kontralaterálních dolních končetin může být způsoben faktorem bilaterálně asymetrických pohybových vzorců, faktorem nervové soustavy, nebo faktorem tréninku. Předpokládáme, že srovnání směru bilaterálních asymetrií svalové aktivity tanečního pohybu s bilaterálně asymetrickými pohybovými vzorci a jeho zrcadlové alternativy může odhalit původ bilaterálních asymetrií svalové aktivity dolních končetin uvnitř tanečního pohybu. Soubor tvořilo 14 dobrovolníků (7 mužů a 7 žen), kteří se aktivně věnují soutěžnímu tanci. Metodou povrchové elektromyografie jsme měřili svalovou aktivitu *musculus vastus lateralis* (VL), *musculus biceps femoris* (BF), *musculus tibialis anterior* (TA) a *musculus gastrocnemius lateralis* (GL). Bilaterální asymetrie svalové aktivity dolních končetin v tanci Cha-cha-cha byly pozorována u svalů VL, TA a GL. Směr bilaterálních asymetrií svalu TA, jakožto svalu zodpovědného za pohyb nohy, indikuje možné působení faktorů nervové soustavy, zatímco VL a GL indikují působení faktoru tréninku na svalovou aktivitu kontralaterálních končetin.

Klíčová slova: Bilaterální asymetrie, pohybové vzorce, svalová aktivita, dolní končetiny, povrchová elektromyografie, soutěžní tanec, chůze

Abstract

The purpose of this study was to describe the degree of bilateral asymmetry of lower limbs' muscle activity in the dance movement Cha-cha-cha and to determine the cause of bilateral asymmetries of lower limbs' muscle activity. Differences in muscle activity of contralateral lower limbs might be caused by the factor of bilaterally asymmetrical movement patterns, the factor of neural pathways or the factor of training. We hypothesize that comparing the direction of bilateral asymmetry in muscle activity between asymmetrical dance movement and its mirror alternative can determine the cause of bilateral asymmetry in muscle activity of lower limbs within the movement. We studied 14 volunteers (7 men, 7 women), all were actively dancing at competitive level. We tested the muscle activity of *musculus vastus lateralis* (VL), *musculus biceps femoris* (BF), *musculus tibialis anterior* (TA) and *musculus gastrocnemius lateralis* (GL) using surface electromyography. The dance movement Cha-cha-cha was bilaterally asymmetrical in the muscle activity of VL, TA and GL. Direction of lower limbs' muscle activity indicates, that TA, being a muscle responsible for foot movement, might be affected by the factor of neural pathways and brain laterality, while VL and GL might be more affected by the factor of training.

Key words: Bilateral asymmetry, movement pattern, muscle activity, lower limbs, surface electromyography, competitive dancing, gait

Obsah

1. Úvod	1
1.1. Pohybové vzorce dolních končetin.....	3
1.2. Lateralita mozku a funkční specializace dolních končetin	5
1.3. Opakovaný pohyb (trénink).....	7
1.4. Model tance Cha-cha-cha	11
2. Cíle	12
3. Materiál a metody.....	14
3.1. Soubor	14
3.2. Základní pohyb tance Cha-cha-cha	15
3.3. Design experimentu.....	16
3.4. Antropometrie	17
3.5. Měření svalové aktivity dolních končetin	18
3.5.1. Příprava probandů	18
3.5.2. Maximální izometrické kontrakce	20
3.5.3. Chůze.....	21
3.5.4. Tanec	21
3.6. Zpracování naměřeného EMG signálu.....	22
3.7. Analýza dat.....	26
3.7.1. Základní statistika.....	26
3.7.2. Chyba měření	27
3.7.3. Hodnocení bilaterálních asymetrií.....	28
3.7.4. Statistická analýza	29
4. Výsledky.....	30
4.1. Chyba měření metod MD a MVC	30
4.2. Pohlavní dimorfismus.....	31
4.3. Vyhodnocení rozměrů a svalové aktivity dolních končetin	32
4.4. Direkcionální asymetrie dolních končetin	33
4.5. Variabilita chůze a tance	35
5. Diskuze.....	36
5.1. Bilaterální asymetrie svalové aktivity	36
5.1.1. Sdílení funkcí opory a odrazu mezi ipsilaterálními svaly	37
5.1.2. Synchronizace motorických jednotek a koordinace	38
5.1.3. Vyřazení pohybu z tréninku	39

5.1.4.	Faktor dominance dolní končetiny	40
5.2.	Limity práce	41
5.2.1.	Velikost souboru.....	41
5.2.2.	Variabilita metody sEMG.....	43
5.2.3.	EMG signál v závislosti na soustředění jedince	45
5.2.4.	Volba normalizační metody	46
5.3.	Vliv tréninku na variabilitu chůze a tance	49
6.	Závěr.....	49
7.	Bibliografie.....	51
8.	Přílohy	72

1. Úvod

Lidé jsou jedineční mezi primáty používáním končetin v unilaterálních a bilaterálních aktivitách, které mohou mít odlišné biomechanické nároky na kontralaterální končetiny, a tak působí na končetiny bilaterálně asymetrickou pohybovou zátěží (McGrew a Marchant 1997; Auerbach a Ruff 2006; Gstöttner et al. 2009). Bilaterálně asymetrická pohybová zátěž se může projevit ve formě bilaterálních asymetrií končetin například v rozměrech kostí (Lazenby 2002; Auerbach a Ruff 2006), svalovém objemu a v aktivitě svalů (Häkkinen et al. 1985a; Häkkinen et al. 1985b). Pohybové aktivity, symetrické i asymetrické, jsou řízeny a koordinovány nervovými impulsy pramenícími z motorického kortexu mozku a periferních nervových center těla (Olex-Zarychta a Raczek 2008), a tak existuje úzká souvislost mezi nervovými impulsy a svalovou tkání (Lieberman 1997; Lazenby 2002).

Bilaterální asymetrie končetin jsou zkoumány na horních (Sparacello et al. 2011; Sládek et al. 2016a; Sládek et al. 2016b) i dolních končetinách (Seeley, Umberger a Shapiro 2008) a jsou obvykle vyjádřeny jako rozdíl mezi pravou a levou končetinou v bilaterálně měřených parametrech (Sadeghi et al. 2000; Čuk a Leben-Seljak 2001). Horní končetiny jsou uvolněny od symetrické zátěže lokomoce, a tak je možné pozorovat preference horních končetin pro manipulaci s objekty, kdy jedinec preferuje jednu horní končetinu k provedení činnosti (Lazenby 2002; Videan a McGrew 2002). Tato preference horních končetin má svůj neurologický podklad v lateralitě mozku, neboli specializaci pravé a levé hemisféry mozku pro odlišné funkce (Tunnell 1973), a činnosti jsou častěji vykonávány jednou končetinou (Nachshon, Denno a Aurand 1983; Gabbard a Hart 1996). V populaci pozorujeme bilaterální asymetrie horních končetin posunuté ve prospěch pravé horní končetiny (Nachshon, Denno a Aurand 1983).

Dolní končetiny na rozdíl od horních končetin jsou zatěžovány symetricky po většinu života jedince bipední lokomocí (Olree a Vaughan 1995; Booth, Pinto a Bertenthal 2002). Symetrická zátěž dolních končetin je přisuzována biomechanickým nárokům takové bipední lokomoce, v které pravá i levá dolní končetina provádí stejný pohybový vzorec, například při chůzi nebo běhu (Olree a Vaughan 1995). Převaha symetrické zátěže dolních končetin v životě jedince vedla některé autory výzkumů bipední lokomoce k předpokladům bilaterální symetrie dolních končetin v měřených parametrech, a tak chůze nebo běh jsou v některých studiích zkoumány pouze na pravé (Milner, Basmajian a Quanbury 1971; Albertus-Kajee et al. 2011), nebo levé dolní končetině

(Lyons et al. 1983; Ghorri a Luckwill 1985; Qaqish a McLean 2010), popřípadě na preferované dolní končetině k manipulaci s objekty, tzv. dominantní končetině (Arsenault, Winter a Marteniuk 1986a). Předpoklad bilaterální symetrie dolních končetin je podpořen evidencemi prací, kde byla pozorována bilaterální symetrie dolních končetin při běhu a chůzi (Hamill et al. 1983; Pierotti et al. 1991; Olree a Vaughan 1995; Sadeghi 2003). Bilaterální symetrie dolních končetin v měřených parametrech bývá spojována nejen s bilaterálně symetrickými pohybovými vzorci dolních končetin, ale také s odlišným neurologickým podkladem pohybu oproti horním končetinám (Olex-Zarychta a Raczek 2008). Neurologický podklad pohybu dolních končetin v lokomoci je spojován s centrální nervovou soustavou, a také s periferními nervovými drahami (Kato a Asami 1998). Existují předpoklady, že základní pohybové vzorce lokomoce jsou koordinovány hlavně v periferních nervových drahách, konkrétně v míše (Loeb 1989; Courtine a Schieppati 2003), a tak může být oddělen vliv lateralit mozku na dolní končetiny (Olex-Zarychta a Raczek 2008).

Navzdory symetrickému charakteru bipední lokomoce existují studie, v kterých byly pozorovány bilaterální asymetrie dolních končetin v chůzi nebo běhu (Arsenault, Winter a Marteniuk 1986b; Vagenas a Hoshizaki 1992; Sadeghi, Allard a Duhaime 1997; Sadeghi 2003; Seeley, Umberger a Shapiro 2008). Například v práci Seeley, Umberger a Shapiro (2008) při rychlé chůzi pozorovali, že jedna dolní končetina přispívá více k odrazu než druhá (Seeley, Umberger a Shapiro 2008), a tak existují předpoklady, že dolní končetiny jsou také podmíněny lateralitě mozku jako horní končetiny, a jsou tedy funkčně odlišné (Sadeghi, Allard a Duhaime 1997; Sadeghi et al. 2000). Funkční odlišnosti dolních končetin spojené s vlivem lateralit mozku jsou pozorovány při asymetrické pohybové zátěži dané manipulací dolních končetin s předměty, například při kopání do míče ve fotbale, kde je narušen bilaterálně symetrický pohybový vzorec dolních končetin při běhu s míčem a dominantní dolní končetina je používána ke kopání (McLean a Tumilty 1993; Carey et al. 2001; Cigali et al. 2004; Fousekis, Tsepis a Vagenas 2010). Zdrojem funkčních odlišností dolních končetin nemusí být pouze vliv lateralit mozku, ale může jím být samotný pohyb, při kterém dochází k asymetrické pohybové zátěži díky odlišným biomechanickým nárokům dolních končetin, například při chůzi se zakřivenou trajektorií (Courtine a Schieppati 2003), popřípadě při chůzi na dvou běžeckých pásích s rozdílnými rychlostmi mezi pásy (Prokop et al. 1995; Yang et al. 2004; Yang 2005). Jedna dolní končetina se od druhé liší v rychlosti, délce kroku, v odrazu a ve svalové

aktivitě při chůzi se zakřivenou trajektorií nebo na pásech o rozdílných rychlostech (Courtine a Schieppati 2003).

Názory ohledně bilaterální (a)symetrie dolních končetin jsou stále rozdílné. Lidská lokomoce se jeví jako symetrická nejspíše jen v některých případech (Forczek a Staszkiwicz 2012), kdy bilaterální symetrie dolních končetin může být výsledkem přednastavení základních pohybových vzorců a koordinace pohybu v periferních nervových drahách (Loeb 1989; Kato a Asami 1998; Courtine a Schieppati 2003; Olex-Zarychta a Raczek 2008) nebo výsledkem symetrických biomechanických nároků každodenní lokomoce (Olree a Vaughan 1995). Obdobně bilaterální asymetrie dolních končetin mohou být výsledkem neurálního podkladu, respektive laterality mozku (Sadeghi, Allard a Duhaime 1997; Sadeghi et al. 2000; Simon a Ferris 2008), nebo mohou být výsledkem bilaterálně asymetrických biomechanických nároků na dolní končetiny (Taga 1995; Chavet, Lafortune a Gray 1997; Courtine a Schieppati 2003; Olex-Zarychta a Raczek 2008). Otázkou zůstává, do jaké míry se může bilaterálně asymetrická pohybová zátěž projevit na měřených parametrech dolních končetin v převažující symetrické zátěži, a pokud jsou bilaterální asymetrie dolních končetin přítomny, tak jsou způsobeny asymetrickou pohybovou zátěží, nebo lateralitou mozku?

1.1. Pohybové vzorce dolních končetin

Dolní končetiny při bipední lokomoci, respektive při chůzi a běhu, provádí převážně bilaterálně symetrické pohybové vzorce (Olree a Vaughan 1995; Booth, Pinto a Bertenthal 2002). Bilaterálně symetrické pohybové vzorce dolních končetin jsou přisuzovány přednastavené koordinaci dolních končetin v periferních nervových drahách, konkrétně v míše (Loeb 1989; Courtine a Schieppati 2003). Periferní nervové dráhy získávají zpětnou vazbu informace o kinematice pohybu z proprioreceptorů, čímž je umožněno měnit pohybové vzorce (Hasan 1992; Windhorst 2007), a tak může periferní nervový systém skrze zpětnou vazbu z proprioreceptorů adaptovat základní pohybové vzorce lokomoce na změny v prostředí, v kterém se jedinec pohybuje (Windhorst 2007). Adaptace základního pohybového vzorce lokomoce se může projevit změnou bilaterálně symetrického pohybového vzorce na asymetrický, například zakřivením trajektorie (Courtine a Schieppati 2003). Svaly kontralaterálních dolních končetin jsou aktivovány nervovými impulsy dle pohybového vzorce bilaterálně symetricky (Olree a Vaughan 1995) nebo bilaterálně asymetricky (Courtine a Schieppati 2003), což se projeví bilaterálními

(a)symetriemi svalové aktivity dolních končetin na elektromyografickém signálu (Olree a Vaughan 1995; Courtine a Schieppati 2003).

Tvorba základních pohybových vzorců dolních končetin v míše byla testována na modelech obratlovců, konkrétně koček, kde byla pozorována cyklická nervová stimulace zadních končetin koček při izolaci periferních nervových drah od mozku a docházelo k cyklickému pohybu zadních končetin koček (Duysens a Van de Crommert 1998; Van de Crommert, Mulder a Duysens 1998). Periferní nervové dráhy zodpovídají za tvorbu základních pohybových vzorců v hladkém a cyklickém provedení (Loeb 1989; Courtine a Schieppati 2003; Cappellini et al. 2006; Kiehn 2006; Christensen et al. 2007) a v případě přímé trajektorie pohybu dochází k rovnoměrné stimulaci kontralaterálních svalů pravé a levé dolní končetiny v následných krocích lokomoce (Olree a Vaughan 1995; Courtine a Schieppati 2003). Nicméně cyklická stimulace dolních končetin nemusí nutně produkovat symetrický pohyb dolních končetin, a to v případech kdy se liší biomechanické nároky mezi dolními končetinami jedince (Prokop et al. 1995; Courtine a Schieppati 2003; Yang et al. 2004; Yang 2005).

Biomechanické nároky pohybu na dolní končetiny se v bipední lokomoci mění přirozeně zakřivením trajektorie pohybu (Courtine a Schieppati 2003), popřípadě se mění uměle v laboratorních podmínkách, kdy každá z dolních končetin je umístěna na samostatný běžecký pás s rozdílnými rychlostmi (Prokop et al. 1995; Yang et al. 2004; Yang 2005). Informace o změně pohybu jsou sbírány z proprioreceptorů, což jsou receptory umístěné ve svalech informující motorické neurony zpětnou vazbou po aktivaci motorických jednotek o změnách v délce nebo tahu svalů (Clarac, Cattaert a Le Ray 2000; Windhorst 2007; Prochazka 2010). Periferní nervové dráhy adaptují základní pohybové vzorce dolních končetin na základě zpětné vazby z proprioreceptorů (Windhorst 2007) a svaly dolních končetin jsou tak bilaterálně asymetricky aktivovány (Courtine a Schieppati 2003).

Bilaterálně symetrický pohybový vzorec dolních končetin byl pozorován při výzkumu svalové aktivity na elektromyografickém signálu (Olree a Vaughan 1995), a také na reakčních silách dolních končetin (Hamill et al. 1983), které vznikají v důsledku působení podkladu pod jedincem v opozici, respektive reakcí na hmotnost těla jedince (Kirtley 2006) a nepřímo mohou odrážet zátěž pohybu působícího na dolní končetiny (Zadpoor a Nikooyan 2011). Obdobně byl pozorován bilaterálně asymetrický pohybový vzorec dolních končetin při výzkumu bipední lokomoce se zakřivenou trajektorií,

kde se liší svalová aktivita, rychlost, délka kroku a odraz mezi vnitřní a vnější dolní končetinou (Courtine a Schieppati 2003). Rozdělení dolních končetin na vnitřní a vnější je podle zakřivení trajektorie lokomoce, kde vnitřní dolní končetina je na vnitřní straně zakřivené trajektorie bipední lokomoce (Courtine a Schieppati 2003). Těžiště jedince je posunuto více nad vnitřní dolní končetinu oproti přímé trajektorii lokomoce v souvislosti s přetočením trupu ve směru lokomoce (Patla, Adkin a Ballard 1999; Hollands, Sorensen a Patla 2001; Vallis, Patla a Adkin 2001). Zakřivení trajektorie lokomoce vytváří změny v rozložení reakčních sil mezi vnitřní a vnější dolní končetinou, a tak dochází ke změně zátěže mezi dolními končetinami oproti přímé trajektorii lokomoce (Orendurff et al. 2006). V práci Sládek et al. (2016b) pozorovali obdobný efekt změny bilaterálně symetrického pohybového vzorce na bilaterálně asymetrický při výzkumu svalové aktivity horních končetin při mletí obilí. Rozdílná zátěž mezi dolními končetinami vyžaduje adaptaci nervové stimulace svalů, a tak se bilaterálně liší elektromyografický signál (EMG) mezi pravou a levou dolní končetinou v adekvátních svalech (Courtine a Schieppati 2003; Sládek et al. 2016b).

Bilaterálně asymetrický pohyb dolních končetin při chůzi po zakřivené trajektorii, popřípadě při chůzi na dvou běžeckých pásech, jsou typickým příkladem změny pohybového vzorce dolních končetin, kde je cyklická stimulace dolních končetin bilaterálně asymetrická (Prokop et al. 1995; Courtine a Schieppati 2003; Yang et al. 2004; Yang 2005). Periferní nervové dráhy v míše nejspíše reagují zpětnovazebně na změny pohybu a může docházet k adaptivním změnám nejen v periferních nervových drahách (MacKay-Lyons 2002; Courtine and Schieppati 2003), ale i ve struktuře mozku (Yu et al. 2006). Bilaterální symetrie a asymetrie svalové aktivity dolních končetin jsou přímo závislé na vykonávaném pohybovém vzorci dolních končetin, protože bilaterálně symetrická pohybová zátěž dolních končetin se projevuje stejnou aktivací svalů v EMG signálu mezi pravou a levou dolní končetinou (Olree a Vaughan 1995; Courtine a Schieppati 2003), zatímco při bilaterálně asymetrické pohybové zátěži EMG signál odráží odlišnosti mezi dolními končetinami (Courtine a Schieppati 2003).

1.2. Lateralita mozku a funkční specializace dolních končetin

Pohybové aktivity dolních končetin jsou řízeny nejen v periferních motorických drahách, ale také v motorických centrech mozku (Olex-Zarychta a Raczek 2008). Motorická centra vedou nervový signál přes periferní nervový systém, a tak společně řídí

a koordinují pohyb skrze inervaci svalů dolních končetin a dochází k tvorbě bipední lokomoce (Loeb 1989; Kato a Asami 1998; Courtine a Schieppati 2003; Olex-Zarychta a Raczek 2008). Řízení pohybu dolních končetin může podléhat lateralitě mozku, neboli specializací pravé a levé hemisféry mozku pro odlišné funkce (Tunnell 1973; Hugdahl 2005; MacNeilage, Rogers a Vallortigara 2009). Existují předpoklady, že dolní končetiny jsou ovlivněny lateralitou mozku i přes bilaterálně symetrické pohybové vzorce, a jsou tak funkčně specializovány (Sadeghi, Allard a Duhaime 1997; Sadeghi et al. 2000).

Bilaterální asymetrie biomechanických proměnných dolních končetin byly pozorovány při bilaterálně symetrických pohybových vzorcích dolních končetin (Arsenault, Winter a Marteniuk 1986b; Vagenas a Hoshizaki 1992; Sadeghi, Allard a Duhaime 1997; Sadeghi 2003; Seeley, Umberger a Shapiro 2008). Seeley, Umberger a Shapiro (2008) testovali funkční odlišnosti dolních končetin na 10 mužích a 10 ženách ve třech rychlostech chůze, v pomalé ($1,49 \pm 0,20$ m/s), preferované ($1,24 \pm 0,15$ m/s) a v rychlé chůzi ($1,78 \pm 0,20$ m/s), kdy zkoumali reakční síly dolních končetin jedinců. Při pomalé a preferované rychlosti chůze nepozorovali signifikantní bilaterální rozdíly mezi pravou a levou dolní končetinou, zato u rychlé chůze pozorovali na dominantní dolní končetině jedinců o 7 % větší odraz vyjádřený antero-posteriorní reakční silou (reakční síla umožňující pohyb těžiště jedince vpřed, popřípadě vzad; Turns, Neptune a Kautz 2007) než na nepreferované dolní končetině (Seeley, Umberger a Shapiro 2008). Dolní končetiny tak mohou mít odlišné funkce i v bilaterálním pohybu, kde jedna dolní končetina zastává více funkci odrazu a druhá dolní končetina je spíše oporová (Sadeghi et al. 2000; Seeley, Umberger a Shapiro 2008). Vzhledem k tomu, že odlišnosti mezi dolními končetinami ve funkci odrazu byly pozorovány při vyšších rychlostech, je možné, že s narůstající zátěží (intenzitou) pohybu dochází k vyšší manifestaci míry bilaterálních asymetrií v aktivitě dolních končetin (Seeley, Umberger a Shapiro 2008).

Vliv laterality mozku na pohyb jedince je zřejmý při unilaterálních pohybech horních končetin, kde přibližně 64 % až 97 % jedinců populace preferuje pravou horní končetinu (Nachshon, Denno a Aurand 1983; Gilbert a Wysocki 1992; Annett 1996; Steele 2000; Kelly 2001; Hugdahl 2005), a obdobně existuje populační preference dolních končetin, kdy přibližně 65 % až 82 % jedinců populace preferuje pravou dolní končetinu při unilaterální manipulaci s objekty (Gabbard a Hart 1996; Carey et al. 2001; Porac a Coren 2012). Funkční odlišnosti dolních končetin jsou zřejmé v unilaterálních pohybech jako je kopání do fotbalového míče, kdy hráč preferuje jednu končetinu ke kopání

do fotbalového míče, tzv. dominantní dolní končetinu, zatímco druhá končetina funguje jako oporová, tzv. nedominantní dolní končetina (Peters 1988; Magalhaes et al. 2004; Zakas 2006). Pravá dolní končetina bývá obvykle u pravoruké (preferující pravou horní končetinu při unilaterálních pohybech) části populace používána ke kopání a levá dolní končetina funguje jako oporová, ale existují další kombinace preference dolních končetin s horními končetinami, a tak pravoruký jedinec může preferovat levou dolní končetinu ke kopání (Olex-Zarychta a Raczek 2008).

Kopání do míče je zřídka ve fotbale jediným pohybovým vzorem (Bangsbo 1994; Bangsbo, Mohr a Krustup 2006). Kopání doprovází běh, či sprint (Bangsbo 1994; Bangsbo, Mohr a Krustup 2006). Hráč za zápas uběhne 11 až 13 km (Bangsbo 1994), z toho uběhne v průměru 191 metrů rychlostí přibližně 11 až 24 km/h s míčem (Carling 2010). Přestože hráč fotbalu většinu času stráví bilaterálním pohybem, byly pozorovány bilaterální asymetrie dolních končetin v síle svalů, v pohybovém vzorci dolních končetin a i v aktivaci svalů dolních končetin při výzkumu izometrického pohybu, izotonického pohybu, popřípadě při kopání do míče (Gür et al. 1999; Haaland a Hoff 2003; Dauty a Potiron-Josse 2004; Rahnama, Lees a Bambaecichi 2005; Manolopoulos, Papadopoulos a Kellis 2006; Malý, Zahálka a Malá 2010). Tyto rozdíly mezi dolními končetinami mohou být způsobené lateralitou mozku (Chin et al. 1994; McLean a Tumilty 1993; Ergün et al. 2004; Masuda et al. 2005; Hugdahl a Westerhausen 2010), ale také mohou být způsobeny opakováním bilaterálně asymetrických pohybových vzorců, neboli jejich tréninkem (Haaland a Hoff 2003).

1.3. Opakovaný pohyb (trénink)

Pohyb jedince vytvořený koordinací svalů nervovými impulsy může být cíleně opakován, neboli trénován, a tak pohyb může indukovat výraznější změny v nervové a svalové soustavě (Häkkinen, Alén a Komi 1985; Komi 1986; Sale 1988; Cutsem, Duchateau a Hainaut 1998). Tréninkem indukované změny nervové a svalové soustavy se projevují například zvýšením nebo snížením EMG signálu, zvýšením síly svalů, hypertrofií svalů a v celkovém zlepšení motorického výkonu (Häkkinen, Alén a Komi 1985; Komi 1986; Sale 1988; Haaland a Hoff 2003; Zachry et al. 2005; Adamson et al. 2008; Wulf et al. 2010; Frutoso et al. 2016).

EMG signál reprezentuje akční potenciál na membránách motorických jednotek a je vyvolán nervovou stimulací motorických jednotek motoneurony (Türker 1993; Farina,

Merletti a Enoka 2004). EMG signál je měřen na povrchu kůže nad svaly pomocí neinvazivní metody povrchové elektromyografie (*Surface Electromyography*, sEMG; Türker 1993; Halaki a Ginn 2012). Výzkum svalové aktivity pomocí metody sEMG je standardizován (Stegeman a Hermens 1998; Hermens et al. 2000). Standardizované metodologické postupy sEMG byly vytvořeny v projektu s názvem SENIAM (*Surface EMG for Non-Invasive Assessment of Muscles*; Stegeman a Hermens 1998; Hermens et al. 2000). Projekt SENIAM zahrnuje vhodné charakteristiky senzorů a jeho elektrod pro sběr EMG signálu, umístění elektrod senzorů na povrch kůže nad svaly, dále zahrnuje svalové testy pro tvorbu referenčních EMG signálů a zpracování naměřených EMG signálů (Stegeman a Hermens 1998; Hermens et al. 2000).

V literatuře zabývající se efektem tréninku na EMG signál svalů je možné nalézt dva faktory, které ovlivní výstupní EMG signál svalu ve vztahu k produkované síle svalem (Moritani a deVries 1979; Häkkinen, Alén a Komi 1985; Sale 1988). Prvním faktorem je nervová stimulace, která přispívá k celkové síle jedince v brzkých fázích tréninku svalové partie (Moritani a deVries 1979; Sale 1988). Nervová stimulace se na měřeném EMG signálu svalu projeví vyšší amplitudou EMG signálu oproti stavu před tréninkem (Moritani a deVries 1979; Sale 1988), nebo ve srovnání s netrénovanou končetinou (Hortobágyi, Lambert a Hill 1997) či netrénovaným jedincem (Komi 1986). Druhým faktorem je hypertrofie svalů, která převládá v pozdějších fázích tréninku svalů (Moritani a deVries 1979; Sale 1988; Frutoso et al. 2016). Hypertrofie svalů se na EMG signálu projeví snížením amplitudy EMG signálu k produkci stejné míry síly jako před tréninkem svalu (Moritani a deVries 1979). Je tedy možné pozorovat nižší EMG signál po tréninku svalu ve srovnání se stavem před tréninkem svalu, když nedojde ke změnám v silových požadavcích pohybu (Moritani a deVries 1979; Sale 1988). Netrénovaná končetina nebo netrénovaný jedinec budou potřebovat k vyvinutí stejné síly jako trénovaná končetina nebo jedinec vyšší EMG signál (Moritani a deVries 1979; Sale 1988).

Produkce síly je v souvislosti se změnami v EMG signálu také zvýšena a to bez nutnosti hypertrofie svalu (Moritani a deVries 1979; Sale 1988). V brzkých fázích tréninku svalu (v řádu týdnů) dochází k téměř paralelnímu zvýšení míry síly se zvýšením EMG signálu (Komi 1986), teprve s převládnutím hypertrofie dochází k nárůstu míry síly bez změn v EMG signálu (Sale 1988; Manolopoulos, Papadopoulos a Kellis 2006).

Trénink může indukovat mimo změny v EMG signálu, hypertrofii a síle i změny v pohybových vzorcích a v centrální nervové soustavě (Sale 1988; Komi 1986; Adamson et al. 2008). Změny pohybových vzorců se mohou projevit odlišným zapojením svalů v určitém pohybu, například trénovaný jedinec při seskoku z metrové výšky zapojuje *m. gastrocnemius* v brzké fázi dopadu, zatímco netrénovaný jedinec sval inhibuje (Sale 1988; Komi 1986). Odlišné zapojení svalů se projevuje i v rámci jedince při tréninku nedominantní oporové dolní končetiny v kopu do fotbalového míče, který obvykle jedinec provádí dominantní dolní končetinou (Haaland a Hoff 2003; Fousekis, Tsepis a Vagenas 2010; Ball 2011). Trénink nedominantní dolní končetiny v kopání se projevil sníženou mírou bilaterálních asymetrií síly svalů po určité době trvání mechanické zátěže tréninku napříč životem jedince, tzv. tréninkovým věkem (Tang, Chang a Nien 2007; Fousekis, Tsepis a Vagenas 2010). U hráčů hrajících fotbal 11 a více let došlo k funkční adaptaci dolních končetin, kdy hráči jsou schopni odehrát fotbalový míč pravou i levou dolní končetinou bez ztráty rychlosti nebo přesnosti kopu (Fousekis, Tsepis a Vagenas 2010). Zároveň v souvislosti s tréninkem může dojít ke snížení variability měřených parametrů dolních končetin (Stöggl et al. 2010).

U svalu tedy dochází vlivem tréninku ke snížení prahu aktivace svalu, ke zvýšení maximální možné produkce svalové síly, a také k hypertrofii svalu (Häkkinen, Alén a Komi 1985; Komi 1986; Sale 1988; Cutsem, Duchateau a Hainaut 1998). Trénink způsobuje změny v celkovém motorickém výkonu pohybu jedince a svaly jsou v pohybu efektivněji zapojovány (Haaland a Hoff 2003; Zachry et al. 2005; Manolopoulos, Papadopoulos a Kellis 2006; Adamson et al. 2008)

V souvislosti s tréninkem dochází i ke změnám ve struktuře mozku, protože mozek je plastickým orgánem a některé jeho struktury mohou podléhat změnám v souvislosti s pohybovou aktivitou (Amunts et al. 1997; Yu et al. 2006; Hugdahl a Westerhausen 2010), například oblast centrálního žlábků neokortexu (White et al. 1997) nebo oblast zvaná homunkulus (Nakamura et al. 1998; Yu et al. 2006). V případě bilaterálně asymetrických pohybových nároků pohybu mohou struktury mozku zodpovědné za zpracování a tvorbu pohybu nabývat bilaterálně asymetrického charakteru (Amunts et al. 1997; White et al. 1997; Yu et al. 2006; Hugdahl a Westerhausen 2010). Bilaterálně asymetrické nervové struktury generují bilaterálně asymetrické nervové impulsy pro koordinaci svalů dolních končetin, které je pak možné interpretovat jako populačně, respektive pohybově specifický jev (Hugdahl a Westerhausen 2010).

Hlavním předmětem výzkumů lateralit mozku z hlediska bilaterálních asymetrií končetin je centrální žlábek, který je zkoumán jako potenciální anatomické spojení s preferencí končetin (White et al. 1997). Centrální žlábek se nachází mezi primárním motorickým a primárním senzorickým kortexem. V rámci horních končetin je velká část populace oboustranně zručná, kdy jedinci preferují pravou horní končetinu pro některé aktivity a levou horní končetinu pro jiné aktivity (Annett 1994). Centrální žlábek je u praváků hlubší v levé hemisféře, zatímco u leváků je hlubší v pravé hemisféře (Amunts et al. 1996). Oproti konzistentním pravákům a levákům se výrazně liší hráči na klávesy, kteří vykazují menší asymetrii (větší symetrii) v centrálním žlábků, což je spojováno s celoživotní bimanuální koordinací horních končetin v souvislosti s kontinuálně opakovaným pohybem (Amunts et al. 1997). Snížení míry bilaterálních asymetrií ve struktuře centrálního žlábků je možné díky vysoké plasticitě mozku (Amunts et al. 1997; Hugdahl a Westerhausen 2010). Anatomie centrálního žlábků a jeho strukturní bilaterální asymetrie jsou tak podrobeny celoživotní remodelaci žlábků (Amunts et al. 1997; Hugdahl a Westerhausen 2010).

S vysokou plasticitou mozku souvisí nejen strukturní a funkční remodelace v oblasti centrálního žlábků (Amunts et al. 1997; Hugdahl a Westerhausen 2010), ale také struktura zvaná homunkulus (Yu et al. 2006), která hypoteticky také může být důležitým anatomickým spojením s bilaterálními asymetriemi horních i dolních končetin. Homunkulus, který je součástí motorického a somatosenzorického kortexu, je somatotopické uspořádání kontralaterálních částí těla (pokud dvě části těla vedle sebe sousedí, tak vedle sebe sousedí i jejich nervové řízení v mozku), kde velikost jednotlivých částí homunkulu je daná podle citlivosti inervované části těla (Nakamura et al. 1998). V homunkulu zabírají nejvíce prostoru a neuronů oblasti zodpovědné za inervaci prstů, rukou, jazyka a rtů (Penfield a Boldrey 1937; Nakamura et al. 1998). Například oblast zodpovědná za inervaci palce je přibližně dvakrát větší než oblast pro inervaci dlaně a pětikrát větší než oblast pro inervaci stehna, což je podmíněno odlišným užíváním zmíněných částí těla (Penfield a Boldrey 1937; Schott 1993; Nakamura et al. 1998). Pokud se mohou lišit dvě části stejné končetiny v počtu nervových spojů mezi svalem a odpovědným řídicím centrem v homunkulu, pak se hypoteticky i adekvátní části kontralaterálních končetin mohou od sebe bilaterálně lišit. Zvýšená aktivace homunkulu byla pozorována v paracentrálním lalůčku, který je spojován s motorickou dovedností nohy, a to u jedinců s bilaterálně amputovanými horními končetinami, kteří jemné

motorické pohyby prováděli nohama (Yu et al. 2006). Zajímavé je, že u jedinců s bilaterálně amputovanými horními končetinami byla pozorována aktivace homunkulu v precentrálním gyru, který je zodpovědný za koordinaci ruky (Yu et al. 2006). V rámci mozku je tedy možné již na buněčné úrovni sledovat odlišnosti v aktivaci svalů těla v rámci jedné končetiny, a zároveň i bilaterálně mezi kontralaterálními končetinami (Penfield a Boldrey 1937; Schott 1993; Nakamura et al. 1998).

Mozek tedy funguje jako plastický orgán, který odráží specifické pohybové vzorce kontralaterálních končetin svojí strukturou (Amunts et al. 1996; Amunts et al. 1997; Yu et al. 2006; Hugdahl a Westerhausen 2010). Celoživotní působení pohybových vzorců může změnit lateralizované struktury mozku spojené s pohybem (Amunts et al. 1997; Hugdahl a Westerhausen 2010). Strukturní bilaterální rozdíly mezi hemisférami je možné vyrovnat vlivem bilaterálně symetrických pohybových vzorců, nebo bilaterální rozdíly mezi hemisférami vytvořit vlivem asymetrických pohybových vzorců (Amunts et al. 1997).

1.4. Model tance Cha-cha-cha

Svaly dolních končetin jsou bilaterálně symetricky i asymetricky aktivovány v pohybu jedince nervovou soustavou (Olree a Vaughan 1995; Courtine a Schieppati 2003). Asymetrický charakter pohybových vzorců dolních končetin může být výsledkem bilaterálně odlišné pohybové zátěže mezi dolními končetinami (Fousekis, Tsepis a Vagenas 2010), nebo může být způsoben lateralitou mozku a preferencí jedné dolní končetiny v provedení specifických činností, či funkcí (Öunpuu a Winter 1989; Zhao, Li a Watanabe 2008; Hugdahl a Westerhausen 2010). Obdobně může symetrický charakter pohybových vzorců dolních končetin být výsledkem symetrické svalové aktivity dolních končetin (Olree a Vaughan 1995; Courtine a Schieppati 2003), nebo může vznikat v důsledku přednastavení pohybových vzorců v periferních nervových drahách (Christensen et al. 2007). Otázkou zůstává, do jaké míry se může bilaterálně asymetrická pohybová zátěž projevit na bilaterálně měřené svalové aktivitě dolních končetin v převažující symetrické zátěži, a pokud jsou bilaterální asymetrie svalové aktivity dolních končetin přítomny, tak jsou způsobeny bilaterálně asymetrickou zátěží, lateralitou mozku, nebo tréninkem pohybu?

Vhodným modelem pro zkoumání bilaterálních asymetrií svalové aktivity dolních končetin je tanec Cha-Cha-Cha. Tanec Cha-cha-cha je energeticky náročným

dynamickým pohybem s výrazným mechanickým zatížením, při kterém průměrná čistá (*net*) spotřeba kyslíku činí 36,1 ml/kg za minutu u žen a 42,8 ml/kg za minutu u mužů (Blanksby a Reidy 1988), což odpovídá zhruba energetické spotřebě chůze při rychlosti 8 až 10 km za hodinu (Falls a Humphrey 1976; Fudge et al. 2007; Sawyer et al. 2010). Energetická náročnost tance Cha-cha-cha může vést k vyšší míře bilaterálních asymetrií svalové aktivity oproti chůzi o preferované rychlosti vzhledem k tomu, že odlišnosti mezi dolními končetinami byly pozorovány při vyšších rychlostech chůze v práci Seeley, Umberger a Shapiro 2008. Dále tanec Cha-cha-cha obsahuje bilaterálně asymetrické pohybové vzorce, které jsou podobné klasické lokomoci, střídá se pravá s levou dolní končetinou, ovšem funkce dolních končetin jsou bilaterálně odlišné při výkonu bilaterálně asymetrických pohybových vzorců (Laird 1983).

Tanec Cha-cha-cha je jedním z pěti soutěžních latinsko-amerických tanců, které tanečníci tančí, jedná se tedy o 20 % času celkového tréninku tanečníka (Laird 1983; Blanksby a Reidy 1988). Cha-cha-cha je charakteristická přesunem těžiště těla nad dolní končetinu umístěnou ve směru pohybu při došlapu, kdy došlap na taneční parket je proveden přes přední část chodidla, a následně na patu, tzv. „*ball flat*“ (Laird 1983). Došlap přes přední část chodidla, a následně na patu je známý z kineziologických studií jako „*forefoot strike*“ (Lieberman et al. 2015). Svaly v moment došlapu přes přední část chodidla na patu provádějí extenzi v kolenním kloubu (Laird 1983). Tlak je rozložen spíše do přední části chodidla vzhledem k obuvi s vysokým podpatkem (Peng a Pan 2011). Soutěžní tanečníci trénují ve svých choreografiích tanec Cha-cha-cha, který je v této diplomové práci reprezentován základním pohybem. Základní pohyb má dvě alternativní provedení, a to normální pohyb a zrcadlový pohyb (Laird 1983).

2. Cíle

Cílem práce je popsat míru bilaterální asymetrie svalové aktivity dolních končetin v pohybové aktivitě tance Cha-cha-cha a zjistit za použití metody povrchové elektromyografie, zdali jsou bilaterální asymetrie svalové aktivity dolních končetin způsobeny faktorem bilaterálně asymetrických pohybových vzorců, faktorem nervové soustavy, nebo faktorem tréninku. Obecně platí, že bilaterálně asymetrické pohybové vzorce dolních končetin se projevují bilaterální asymetrií svalové aktivity dolních končetin kvůli odlišné biomechanické zátěži mezi dolními končetinami. Ovšem rozdílná svalová aktivita mezi kontralaterálními dolními končetinami během bilaterálně asymetrického

pohybového vzorce může být způsobena predispozičním nastavením odlišných funkcí dolních končetin na úrovni nervové soustavy, respektive lateralitou mozku. Mozek je plastický orgán, a tak může docházet ke změnám ve struktuře motorických center pro koordinaci svalů, a tak i ke změně v nervové stimulaci svalů díky opakování (trénování) bilaterálně asymetrických pohybových vzorců dolních končetin. Bilaterální asymetrie svalové aktivity dolních končetin se budou odvíjet od funkcí dolních končetin v trénovaném pohybu s bilaterálně asymetrickými pohybovými vzorci.

(H1) Tanečníci trénují základní pohyb, v kterém dolní končetiny provádí bilaterálně asymetrické pohybové vzorce, a tak předpokládáme, že se svalová aktivita ve formě EMG signálu bude lišit mezi kontralaterálními dolními končetinami při srovnání následných kroků bilaterálně asymetrických pohybových vzorců základního pohybu.

(H2) Základní pohyb má dvě alternativní provedení, normální pohyb a zrcadlový pohyb. Tanečníci trénují normální pohyb častěji než zrcadlový, a tak jedna dolní končetina zastává častěji funkci odrazu a druhá dolní končetina má častěji funkci oporovou. Pokud srovnáme směr bilaterálních asymetrií svalové aktivity dolních končetin normálního pohybu se směrem bilaterálních asymetrií zrcadlového pohybu, pak bychom měli odhalit, jestli se na vzniku bilaterálních asymetrií svalové aktivity dolních končetin podílí faktor pohybového vzorce, faktor nervové soustavy, nebo faktor tréninku.

(H2a) Faktor pohybového vzorce způsobí převrácení směru bilaterální asymetrie svalové aktivity dolních končetin mezi normálním a zrcadlovým pohybem, protože dojde k prohození funkcí odrazu a opory mezi dolními končetinami, a tak i k prohození zátěže svalů dolních končetin.

(H2b) Faktor nervové soustavy a faktor tréninku nezmění směr bilaterální asymetrie svalové aktivity dolních končetin při srovnání směru bilaterální asymetrie dolních končetin normálního pohybu se směrem bilaterální asymetrie zrcadlového pohybu, protože lateralita nervové soustavy a trénování normálního pohybu by měly zvýšit, nebo snížit zátěž na jedné dolní končetině.

(H2c) Když srovnáme svalovou aktivitu mezi adekvátními pohybovými vzorci normálního pohybu a zrcadlového pohybu, zjistíme, který faktor způsobil bilaterální asymetrie uvnitř asymetrických pohybových vzorců normálního, nebo zrcadlového pohybu. Pokud adekvátní pohyby normálního a zrcadlového pohybu vykazují stejnou svalovou aktivitu dolních končetin, pak jsou bilaterální asymetrie uvnitř asymetrických pohybových vzorců normálního, nebo zrcadlového pohybu způsobené pouze faktorem

pohybového vzorce a není možné vyloučit bilaterální symetrie svalové aktivity dolních končetin.

(H2d) Faktor nervové soustavy se projeví tím, že směr bilaterálních asymetrií svalové aktivity bude ve prospěch právě jedné dolní končetiny při srovnání normálního pohybu a adekvátního zrcadlového pohybu tance, protože jedna z dolních končetin lépe reaguje na biomechanickou zátěž z důvodu dominance končetiny.

(H2e) Faktor tréninku se projeví tím, že svalová aktivita dolních končetin bude vyšší jen při provedení normálního pohybu nebo jen při provedení adekvátního zrcadlového pohybu, což je způsobené celkovým zlepšení motorických dovedností při jednom z tanečních pohybů.

(H3) Očekáváme, že se bilaterálně asymetrické pohybové vzorce základního pohybu promítnou do svalové aktivity celé testované choreografie 10 kroků, a tak naruší bilaterálně symetrické pohybové vzorce.

(H4) Znamé a trénované pohyby budou méně variabilní v naměřeném EMG signálu, protože variabilita biomechanických proměnných klesá v souvislosti s tréninkem. Chůze je převažujícím pohybem v repertoáru pohybů člověka, a tak předpokládáme, že bude vykazovat menší variabilitu EMG signálu ve srovnání s tanečním pohybem. Z tanečních pohybů je pro jedince známý normální pohyb, a tak očekáváme, že bude méně variabilní ve srovnání se zrcadlovým pohybem.

(H5) Očekáváme symetrickou svalovou aktivitu dolních končetin při chůzi, protože se pravá a levá dolní končetina rovnoměrně střídá ve stejné pohybové aktivitě. Bilaterální asymetrie svalové aktivity dolních končetin v chůzi by neměly být přítomny.

Práce je soustředěna hlavně na bilaterální asymetrie svalové aktivity dolních končetin a bilaterální asymetrie nervové soustavy jsou reprezentovány pouze nepřímo EMG signálem. Vhodnou metodou pro zkoumání výše uvedených hypotéz o bilaterálních asymetriích svalové aktivity dolních končetin je povrchová elektromyografie.

3. Materiál a metody

3.1. Soubor

Výzkumu bilaterálních asymetrií svalové aktivity dolních končetin se zúčastnilo 14 dobrovolníků (7 mužů a 7 žen) ve věku 21,7 let ($\pm 4,64$ let), kteří se aktivně věnují soutěžnímu tanci. Dobrovolníci byli požádáni o účast v projektu osobně v prostředí tanečních škol. Vybraní jedinci byli seznámeni s obsahem projektu, byli informováni

o pořízení videozáznamu pohybu, a následně podepsali informovaný souhlas. Každý dobrovolník, který se rozhodl k účasti v projektu, vyplnil dotazník, ve kterém uvedl preferovanou dolní končetinu v unilaterálních aktivitách a základní informace o tanečním tréninku. Projekt byl schválen etickou komisí Přírodovědecké fakulty Univerzity Karlovy v Praze.

V soutěžním tancování jsou tanečníci řazeni do soutěžních kategorií, které odpovídají jejich dovednostem. Jedná se o kategorie D, C, B, A a M. Soutěžní kategorie D je omezena na 4 soutěžní tance, Samba, Cha-cha-cha, Rumba a Jive. Soutěžní kategorie C navíc obsahuje soutěžní tanec Paso Doble. Kategorie B, A a M obsahují tzv. neomezené sestavy (mohou obsahovat veškeré taneční prvky), a právě tyto kategorie tvořily vybraný soubor dobrovolníků. Neomezené sestavy tanečníci tančili v průměru 5,25 let ($\pm 2,88$ let). Celkový tréninkový věk tanečníků, tedy doba, po kterou se věnovali soutěžnímu tancování, činila 7,5 let ($\pm 2,56$ let). Týdně se tanečníci věnovali tanci 13,5 hodin ($\pm 3,82$ hodin), z toho 2,91 hodin ($\pm 1,69$ hodin) věnovali soutěžnímu tanci Cha-cha-cha. Celkem 13 ze 14 dobrovolníků uvedlo pravou dolní končetinu jako preferovanou dolní končetinu v unilaterálních aktivitách.

3.2. Základní pohyb tance Cha-cha-cha

Základní pohyb tance Cha-cha-cha se skládá z deseti tanečních kroků asymetrického charakteru, kdy jedna dolní končetina provádí jiný pohybový vzorec než druhá dolní končetina. Základní pohyb má dvě alternativní provedení, a to normální pohyb a zrcadlový pohyb (Laird 1983). Deset tanečních kroků je složeno z tanečních prvků chůze vpřed, chůze vzad, zaraženého kroku vpřed, latinského křížení vpřed a latinského křížení vzad. Chůze vpřed i vzad jsou charakteristické přenosem těžiště těla přímo nad dolní končetinu umístěnou do směru pohybu (Laird 1983), která tak zastává plně funkci opory jedince. Zaražený krok vpřed slouží ke změně směru bez otočení trupu, a tak je těžiště těla umístěno mezi oběma dolními končetinami, kdy dolní končetina umístěná vpřed je v kontaktu s parketem celou plochou chodidla, zatímco dolní končetina vzad je v kontaktu s parketem pouze přední částí chodidla (nedochází ke kontaktu paty s parketem; Laird 1983). Důležitým asymetrickým prvkem základního pohybu je latinské křížení. Latinské křížení v základním pohybu je charakteristické křížením dolních končetin v úrovni kolenního kloubu během pohybu (Laird 1983). Pohybové vzorce dolních končetin v latinském křížení při základním pohybu rozlišujeme podle funkce dolní končetiny

v pohybu tance na funkci odrazu, kdy dochází k posunu těžiště těla jedince vpřed nebo vzad, a opory, kdy je těžiště umístěno nad dolní končetinou a dolní končetina zároveň neprovádí odraz. Latinské křížení je tancováno v provedení vpřed a vzad (Laird 1983).

Levá dolní končetina má funkci odrazovou (došlap pouze na přední část chodidla) a pravá dolní končetina má funkci oporovou (došlap „ball flat“) v latinském křížení vpřed při normálním pohybu. Při normálním pohybu v latinském křížení vzad má pravá dolní končetina funkci odrazovou (došlap „ball flat“), zatímco levá dolní končetina zastává funkci oporovou (došlap prvního kroku je na přední část chodidla, došlap druhého kroku je „ball flat“). Latinské křížení při zrcadlovém pohybu má funkce dolních končetin zrcadlově převráceny. Tanečníci jsou opakovaně vystavováni bilaterálně asymetrickému pohybovému vzorci tréninkem, kdy trénují normální pohyb častěji než zrcadlový, a tak jedna dolní končetina funguje častěji v odrazu a druhá dolní končetina má častěji funkci opory.

3.3. Design experimentu

Dobrovolníci se zúčastnili měření rozměrů dolních končetin, poté provedli svalové testy pro změření maximálních kontrakcí svalů dolních končetin podle doporučení projektu SENIAM (Hermens et al. 1999; Hermens et al. 2000). V následné části experimentu každý jedinec zvlášť provedl sérii několika kroků chůze v tempu 128 úderů za minutu (bpm) v klasické obuvi bez podpatku. Specifické tempo chůze bylo vybráno tak, aby korespondovalo s tempem tance Cha-cha-cha tančeného v tempu 32 taktů za minutu, což odpovídá 128 bpm.

Základní pohyb byl zaznamenán ve dvou alternativních provedeních a to v normálním pohybu a v zrcadlovém pohybu. Každý taneční pár provedl cyklickou sérii normálního pohybu, nebo zrcadlového pohybu v taneční obuvi s podpatkem. Cyklická série je tvořena alespoň šesti kontinuálními tanečními cykly, kdy se jeden taneční cyklus skládá z deseti tanečních kroků. Těchto deset tanečních kroků bylo zvoleno tak, aby reprezentovaly choreografii tanečního páru. V rámci tanečního cyklu muže byly obsaženy taneční prvky v následujícím pořadí: chůze vpřed (1 krok), latinského křížení vpřed (3 kroky), zaražený krok vpřed (1 krok), chůze vzad (1 krok), latinské křížení vzad (3 kroky), chůze vzad (1 krok). Taneční cyklus ženy obsahoval taneční prvky v následujícím pořadí: chůze vzad (1 krok), latinské křížení vzad (3 kroky), chůze vzad (1 krok), chůze vpřed (1 krok), latinského křížení vpřed (3 kroky), zaražený krok vpřed

(1 krok). Pár tedy provedl celkem 60 tanečních kroků v rámci jednoho z alternativních provedení základního pohybu v tempu 128 bpm. Jedinci zatančili cyklickou sérii normálního pohybu i zrcadlového pohybu mimo standardní tempo 128 bpm i ve zrychleném tempu o 10% a ve zpomaleném tempu o 10% vůči standardnímu tempu. Pořadí normálního, zrychleného a zpomaleného tempa tance Cha-cha-cha bylo náhodné. Během tance byl prováděn videozáznam pohybu dolních končetin. Na závěr experimentu byly z každého jedince k dispozici data ze tří pohybových aktivit (chůze, normální pohyb, zrcadlový pohyb), kdy data z normálního a zrcadlového pohybu byly navíc kombinovány do dvou adekvátních pohybů: P norm vs L zrc a P zrc vs L norm.

K měření aktivity svalů byla použita metoda povrchové elektromyografie, která umožňuje neinvazivně sledovat aktivitu svalů. Elektrody EMG senzoru elektromyografu (*Trigno Wireless System, Delsys Incorporated*) jsou bezdrátové a na očištěnou kůži byly EMG senzory přilepeny pomocí oboustranně lepící styčné plochy, která umožní přilnutí elektrod EMG senzoru ke kůži, tzv. *Adhesive Skin Interface*. Následná analýza naměřeného EMG signálu proběhla v programu *EMG Works* od *Delsys Incorporated* a v programech *Excel 2007* a *Statistica*.

3.4. Antropometrie

V tabulce 1 jsou znázorněny délky a obvody dolních končetin (tabulka 1). Na souboru 14 jedinců jsme změřili obvodové a délkové rozměry dolních končetin podle metod Martin a Saller (1962). Po vzoru Shephard et al. (1988) jsme na dolních končetinách zvolili pět obvodových rozměrů, jednalo se o horní část stehna pod gluteálními svaly, střední část stehna v 50% délky mezi *trochanter major* a horním okrajem česky, obvod kondylů tibie přímo pod česku, maximální obvod lýtky, a nakonec minimální obvod bérce nad hlezenním kloubem (Shephard et al. 1988). Měření obvodů dolních končetin jsme provedli pomocí krejčovského metru.

Při měření délky dolních končetin jsme se orientovali pomocí specifických anatomických bodů, tzv. *anatomical landmarks*, což jsou palpací (respektive identifikací anatomického bodu pomocí palce, či ukazováku) hmatatelné kosterní útvary na těle probanda (Norton, Olds a Commission 1996). Palpace anatomických bodů pomůže odhalit svalový počátek a úpon svalu, a tak je znám průběh svalu (Hermens et al. 2000). Zvolenými anatomickými body byly *iliospinale* a *trochanterion*, od kterých jsme měřili délku dolních končetin po podložku, zatímco proband stál vzpřímeně s bosýma nohama

u sebe. *Iliospinale* je anatomický bod nacházející se v anteriorní části *spina iliaca anterior superior* (Norton, Olds a Commission 1996). *Iliospinale* nahmatáme palpací *crista iliaca* a postupujeme anteriorně až narazíme na vyvýšený bod *ilia* (Norton, Olds a Commission 1996). Pro snadnější lokalizaci je možné požádat probanda o provedení pohybů zapojujících *musculus sartorius* (má počátek v *spina iliaca anterior superior*), např. zevní rotace femuru (Norton, Olds a Commission 1996). *Trochanterion* je anatomický bod nacházející se v nejvíce superiorním bodě *trochanter major* (Norton, Olds a Commission 1996). *Trochanterion* nahmatáme palpací v nejširším místě boků, když proband rotuje dolní končetinou v kyčelním kloubu (Norton, Olds a Commission 1996). Prvně byla délka dolních končetin odměřena od *iliospinale* po zem, podruhé byla délka dolních končetin měřena od *trochanterionu* po zem. Měření délky dolních končetin bylo provedeno pomocí antropometru, což je měřicí nástroj sloužící k měření vertikálních rozměrů mezi specifickými anatomickými body (Norton, Olds a Commission 1996).

3.5. Měření svalové aktivity dolních končetin

Snímání EMG signálu svalů dolních končetin proběhlo pomocí metody povrchové elektromyografie. Použili jsme soupravu *Trigno Wireless System*, která obsahuje 8 bezdrátových EMG senzorů a snímací box propojený s počítačem. EMG senzory mají dosah 20 m od snímacího boxu. EMG senzory o rozměrech 37 x 27 x 15 mm mají 4 kontaktní plochy elektrod vyrobených ze stříbra. EMG signál je snímán rychlostí 2000 Hz, respektive 2000 měření jednoho EMG signálu za vteřinu, při čemž rušivý signál elektrod EMG senzoru je menší než 750 nV. Hladina, nad kterou diferenciální zesilovač EMG senzoru hodnotí signál jako šum, je 80 dB. Pásmo frekvence (*bandwidth*) EMG signálu se pohybuje od 20 do 450 Hz [Delsys, Inc. n.d.].

3.5.1. Příprava probandů

Před zahájením experimentu byl každý proband seznámen s průběhem experimentu. Probandi byli požádáni, aby si na experiment vzali sportovní oblečení, které ponechá dolní končetiny přístupné pro přilepení EMG senzorů. Obuv byla dvojí, sportovní obuv bez podpatků pro chůzi a taneční obuv s podpatkem. Určení lokality pro umístění EMG senzorů na povrch kůže nad svaly a orientace EMG senzorů v rámci každého z vybraných svalů proběhlo dle doporučení SENIAM (Hermens et al. 1999; Hermens et al. 2000). Vhodnou lokalitu pro umístění EMG senzoru na povrchu kůže

nad svaly dolních končetin jsme našli pomocí specifických anatomických bodů. Vybrali jsme svaly *musculus vastus lateralis* (VL), *musculus biceps femoris* (BF), *musculus tibialis anterior* (TA) a *musculus gastrocnemius lateralis* (GL). Vybrané svaly byly zvoleny tak, aby reprezentovaly přední i zadní část dolní končetiny a zároveň svaly stehna i bérce. Mediální svaly dolních končetin nebyly vybrány, protože při dynamickém pohybu tance Cha-cha-cha na mediálních svalech hrozí riziko pádu EMG senzorů nebo riziko vzniku pohybových artefaktů v naměřeném EMG signálu. Pro každý z vybraných svalů je určena pozice (sed, leh, stání) a vzdálenost lokality pro umístění EMG senzoru na čáře spojující dva hmatatelné anatomické body na protilehlých koncích svalu (Hermens et al. 2000). Umístění EMG senzorů je doporučeno do míst na kůži, kde je možné získat nejlepší EMG signál motorických vláken (Hermens et al. 2000; Rainoldi, Melchiorri a Caruso 2004; Sacco et al. 2009). Jedná se o místa na kůži, která jsou v dostatečné vzdálenosti od inervační zóny svalu, kde jsou akční potenciály generovány a od šlachy svalu, kde se nenachází svalová vlákna (Hermens et al. 2000; Rainoldi, Melchiorri a Caruso 2004; Sacco et al. 2009). Na základě doporučení SENIAM ohledně postupu při hledání lokality pro umístění EMG senzoru jsme zohlednili také průběh svalových vláken a pozici okolních svalů vůči lokalitě EMG senzoru (Stegeman a Hermens 1998; Hermens et al. 2000; Rainoldi, Melchiorri a Caruso 2004; Sacco et al. 2009). Povrch kůže dolních končetin byl upraven v místech určených pro přilepení EMG senzorů pomocí žiletky za účelem zbavení pokožky ochlupení, a pak alkoholem pro snížení impedance pokožky. Po vypaření alkoholu z povrchu pokožky byly umístěny EMG senzory párově na upravený povrch kůže nad svaly levé a pravé dolní končetiny. EMG senzory byly následně zajištěny proti pohybu pomocí lékařských obvazů, aby nedocházelo k tvorbě pohybových artefaktů v naměřeném EMG signálu (De Luca et al. 2010).

EMG senzory byly umístěny nejprve na jednoho jedince tanečního páru, na kterém byl proveden kompletní experiment skládající se ze svalových testů a z pohybových aktivit chůze, základního pohybu a zrcadlového pohybu. Pořadí jedinců tanečního páru a pořadí normálního a zrcadlového pohybu bylo náhodné. Každý jedinec byl seznámen s tempem chůze a tance. V rámci tanečního pohybu si jedinci vyzkoušeli v tanečním páru nanečisto normální pohyb i zrcadlový pohyb v různých tempech (standardní, +10 %, -10 %) před samotným měřením. Tanečníci pro plynulé provedení zrcadlového pohybu potřebovali zhruba 3 až 5 tanečních cyklů nanečisto, zatímco normální pohyb plynule zatančili již

v prvním tanečním cyklu nanečisto, což podpořilo empirický předpoklad, že tanečníci zrcadlový pohyb trénují minimálně.

3.5.2. Maximální izometrické kontrakce

Správné umístění EMG senzorů bylo zkontrolováno měřením svalové aktivity jedince ve svalových testech spočívajících v provedení maximálních izometrických kontrakcích (*maximum voluntary contraction*, MVC). Dle doporučení SENIAM byly zvoleny startovní pozice, specifikace pohybu generovaným probandem a opozice vůči tomuto pohybu vytvářené měřící osobou, dále jen svalový test (Hermens et al. 1999; Hermens et al. 2000). Svalový test podle doporučení z projektu SENIAM jsme provedli pro svaly VL, BF, TA (Hermens et al. 1999; Hermens et al. 2000), zatímco pro GL jsme svalový test modifikovali, protože bilaterálně provedený svalový test dosahoval totožných hodnot pro obě dolní končetiny jako unilaterální svalový test doporučený projektem SENIAM (Hermens et al. 1999; Hermens et al. 2000). Jako jediný ze svalových testů generoval svalový test GL EMG signál pro levou a pravou dolní končetinu zároveň.

Jednotlivé svalové testy probíhaly v pořadí VL, BF, TA a GL. Každý svalový test probíhal nejprve pro levou dolní končetinu, poté pro pravou dolní končetinu. Opakování jednoho svalového testu proběhlo celkem dvakrát, aby bylo ověřeno, že jedinec generuje maximální izometrické kontrakce. Během experimentu byli jedinci slovně motivováni k vytvoření maximálních izometrických kontrakcí, protože slovní motivace pomáhá jedinci více zaktivovat sval cílenými nervovými impulsy (Zachry et al. 2005; Wulf et al. 2010).

Startovní pozice pro svalový test svalu VL je vsedě na stole s koleny mírně flektovanými a trupem mírně zakloněným (Hermens et al. 1999). EMG senzor je umístěn ve 2/3 délky pomyslné linie mezi *spina iliaca anterior superior* a laterálním okrajem pately (obrázek 1) a orientace elektrody EMG senzoru je ve směru svalových vláken (Hermens et al. 1999). Svalovým testem je extenze kolenního kloubu bez rotace femuru, zatímco měřící vyvíjí tlak proti pohybu v místech hlezenního kloubu, tedy ve směru flexe kolenního kloubu (Hermens et al. 1999).

Startovní pozice pro svalový test svalu BF je vleže na ventrální straně těla s jednou dolní končetinou flektovanou v kolenním kloubu, kdy úhel mezi femurem a tibíí je přibližně 90°. Dolní končetina je mírně laterálně rotována (Hermens et al. 1999). EMG senzor je umístěn v 1/2 délky pomyslné linie mezi *tuber ischiadicum* a *condylus lateralis tibiae* (obrázek 2; Hermens et al. 1999). Ve směru pomyslné linie jsou

orientovány elektrody EMG senzoru (Hermens et al. 1999). Svalovým testem je flexe v kolenním kloubu, kdy měřící vytváří opozici proti pohybu probanda držením distální části bérce ve směru extenze kolenního kloubu (Hermens et al. 1999; Marson a Gonçalves 2003).

Startovní pozice pro svalový test svalu TA je vsedě (Hermens et al. 1999). EMG senzor je umístěn v 1/3 délky pomyslné linie mezi *caput fibulae* a *malleolus medialis* (obrázek 3; Hermens et al. 1999). Orientace elektrod EMG senzoru je ve směru této pomyslné linie (Hermens et al. 1999). Svalovým testem je dorsální flexe nohy a zároveň její supinace bez propínání palce (Hermens et al. 1999). Měřící působí silou ve směru plantární flexe a pronace nohy (Hermens et al. 1999).

Startovní pozice pro svalový test svalu GL proběhla ve stoje. EMG senzory byly umístěny v 1/3 pomyslné linie mezi *caput fibulae* a *tuber calcanei* s orientací elektrod EMG senzoru paralelně s pomyslnou linií (obrázek 4; Hermens et al. 1999). Jedinec provedl plantární flexi nohou, zatímco byl vyzván k maximálnímu přitažení *tuber calcanei* k bérce.

3.5.3. Chůze

Každý jedinec provedl samostatně v obuvi bez podpatků několik kroků chůze po místnosti v tempu tance Cha-cha-cha, aby bylo možné srovnat chůzi s tancem Cha-cha-cha. Dva kroky chůze (jeden krok pro každou dolní končetinu) reprezentují 1 cyklus chůze, protože se napříč celým pohybem chůze opakuje stejný profil svalové aktivity (Kirtley 2006). V tempu 128 úderů za minutu provedl každý jedinec přibližně 6 cyklů chůze po místnosti jedním směrem, kde se zastavil, při čemž měření bylo pozastaveno. Jedinec se otočil směrem opačným a opět provedl 6 cyklů chůze. Zvolili jsme 6 cyklů chůze, neboť při vyšším počtu cyklů dochází ke snížení variability EMG profilu chůze (Shiavi, Frigo, a Pedotti 1998).

3.5.4. Tanec

Každý taneční pár provedl cyklickou sérii normálního pohybu nebo zrcadlového pohybu v taneční obuvi s podpatkem. Celkem bylo dostupných osm EMG senzorů, které jsme rozmístili párově na pravé a levé dolní končetině na povrchu kůže nad svaly vždy jednoho ze dvou jedinců tanečního páru. EMG senzory byly umístěny nejprve na jednoho jedince z páru, který cyklickou sérii normálního pohybu a cyklickou sérii zrcadlového

pohybu začínal s umístěnými EMG senzory, zatímco druhý jedinec z párů vykonal cyklické série bez EMG senzorů. Po nasbírání dat z prvního jedince byly EMG senzory umístěny na druhého jedince z tanečního páru. Muž a žena tanečního páru byli v tzv. otevřené pozici držíce se dlaněmi, kdy tančili čelem jeden k druhému ve vzdálenosti mezi jedinci na úrovni délky paží (Laird 1983).

Normální pohyb i zrcadlový pohyb zatančil taneční pár v normálním tempu hudby Cha-cha-cha 128 bpm, jeden taneční cyklus tak trvá přibližně 3,75 vteřiny, což odpovídá osmi celým dobám hudby tance Cha-cha-cha. Každá čtvrtá doba je hudebně i pohybově rozdělená na dvě doby půlené, a proto během jednoho tanečního cyklu provede jedinec deset kroků. Jedinci dále zatančili párově normální pohyb i zrcadlový pohyb ve zrychleném tempu o 10% a ve zpomaleném tempu o 10% vůči normálnímu tempu 128 bpm.

3.6. Zpracování naměřeného EMG signálu

Aktivita svalů naměřená při tanečním cyklu (10 tanečních kroků) nebo v cyklu chůze (1 krok chůze na dolní končetinu) byla zaznamenána v EMG signálu, který je označován jako hrubý EMG signál (Konrad 2005). Naměřený hrubý EMG signál byl zpracován v programu *EMG analysis*. Hrubý EMG signál je bifázický (graf 1), a tak je tvořen z pozitivních a negativních amplitud (Merletti a Di Torino 1999). Zpracování hrubého EMG signálu jsme nejprve zahájili nastavením báze hrubého EMG signálu, která má být rovna nule (Konrad 2005). Báze signálu je tvořena průměrnými hodnotami pozitivních a negativních amplitud (Konrad 2005). Po nastavení báze hrubého EMG signálu jsme provedli *full-wave* rektifikaci hrubého EMG signálu z každého svalu. *Full-wave* rektifikace spočívá v přepočtu hodnot všech amplitud hrubého EMG signálu na absolutní hodnoty a graficky dojde k převedení negativních amplitud hrubého EMG signálu nad bázi signálu, takže všechny amplitudy mají pozitivní hodnotu (Merletti a Di Torino 1999; Konrad 2005). Hrubý EMG signál je po rektifikaci tvořen pozitivními hodnotami amplitud, které reprezentují akční potenciály membrán svalových vláken pod detekční plochou elektrod EMG senzoru (Forssberg 1986; Komi 2003; Kirtley 2006; Florimond 2009). Akční potenciály membrán svalových vláken jsou zobrazeny v superpozici, což znamená, že se v jednom časovém bodě hrubého EMG signálu překrývá několik akčních potenciálů, které v době měření probíhali současně (Konrad 2005). Hrubý EMG signál se liší mezi různými jednotlivými měřeními v průběhu bodců amplitud,

a zároveň se překrývají jednotlivé bodce amplitud v rámci každého jednoho hrubého EMG signálu (Konrad 2005). Průběh hrubého EMG signálu tedy vůbec neodpovídá průběhu pohybu, a tak hrubý EMG signál není vhodný pro interpretaci pohybu (Kirtley 2006). Průběh hrubého EMG signálu je upraven tzv. lineárním vyhlazením, které slouží k zvýraznění průměrného trendu vývoje EMG signálu (Merletti a Di Torino 1999; Konrad 2005; Kirtley 2006). Často používanou metodou lineárního vyhlazení je *root mean square* (RMS; Merletti a Di Torino 1999; Konrad 2005; Kirtley 2006). RMS je vypočítán jako suma druhých mocnin každého vzorku, kdy vzorek je ekvivalentní hodnotám amplitud v uživatelsky specifikovaném časovém úseku, vydělená počtem vzorků, a následně odmocněna (Kirtley 2006): Program *EMG analysis* využívá modifikovanou rovnici pro výpočet *Root mean square*:

$$RMS = \frac{\sqrt{\sum f(s)_i^2}}{S} \quad (1),$$

kde $f(s)$ odpovídá hodnotám jednotlivých amplitud v okně výběru, které jsme nastavili na 0,125 s, a kde S reprezentuje počet amplitud hrubého EMG signálu. Překryv oken výběru byl nastaven na 0,0625 s (graf 1). Vznikl vyhlazený EMG signál cyklické série normálního nebo zrcadlového pohybu, popřípadě chůze. Následně jsme identifikovali ve vyhlazeném EMG signálu cyklické série začátek a konec každého tanečního cyklu u každého jedince zvlášť. Dva jedince jsme vyřadili z následné analýzy dat, protože u jednoho jedince páru došlo k chybnému sběru hrubého EMG signálu.

Amplitudy vyhlazeného EMG signálu jsou uváděny v mikrovoltech a pro následnou analýzu bylo zapotřebí amplitudy převést na relativní škálu, která odráží vztah amplitud vyhlazeného EMG signálu vůči referenční EMG hodnotě (Ball a Scurr 2012; Halaki a Ginn 2012). Referenční EMG hodnota musí mít určité vlastnosti, například opakovatelnost, a zároveň by měla mít stejnou výpovědní hodnotu mezi jedinci a mezi svaly (Burden 2010, Halaki a Ginn 2012). Referenční EMG hodnotu jsme získali stejnou elektrodou EMG senzoru a za stejných podmínek jako vyhlazený EMG signál zkoumaného pohybu (Halaki a Ginn 2012), a tak faktory ovlivňující vyhlazený EMG signál i referenční EMG hodnotu byly stejné v rámci téhož umístění a téže lokality EMG senzoru (Halaki a Ginn 2012). Pokud došlo k pádu EMG senzoru, tak bylo zapotřebí zopakovat měření zkoumaného pohybu a naměřit novou referenční EMG hodnotu (Halaki a Ginn 2012). Proces převodu amplitudy vyhlazeného EMG signálu na relativní škálu podle referenční EMG hodnoty se nazývá normalizace amplitudy vyhlazeného

EMG signálu (Ball a Scurr 2012). Existuje několik metod normalizace amplitudy vyhlazeného EMG signálu, z nichž každá používá jinou referenční EMG hodnotu (Halaki a Ginn 2012). V této práci jsme vyhlazené EMG signály importovali do *Excelu 2007*, kde jsme amplitudy vyhlazeného EMG signálu normalizovali podle dvou metod normalizace amplitud, a to podle maximální izometrické kontrakce (*maximum voluntary contraction*, MVC), nebo normalizace k průměru dynamické kontrakce (*mean dynamic method*, MD).

Normalizace podle MVC je často používanou metodou normalizace amplitudy vyhlazeného EMG signálu, kde referenční EMG hodnotou pro normalizaci byly vyhlazené EMG signály naměřené při maximálních izometrických kontrakcích (Arsenault, Winter a Marteniuk 1986b; Jensen et al. 1993; Burden, Trew a Baltzopoulos 2003; Burden 2010). Princip maximálních kontrakcí spočívá ve vyvinutí maximální síly, kterou je sval schopen vyprodukovat v izometrické kontrakci, kdy se sval nezkracuje, ani neprodlužuje (Halaki a Ginn 2012). Pro každý sval existuje svalový test (viz kapitola 3.5.2 Maximální izometrické kontrakce), který by měl odrážet maximální aktivační kapacitu svalu nervovými signály, a zároveň by nemělo docházet k pohybu svalu, aby byl naměřený EMG signál konstantní po dobu působení síly (Halaki a Ginn 2012). Ve svalovém testu působí proband silou proti rezistenci, kterou představuje pevná bariéra, nebo pozorovatel, který působí silou v opačném směru (Hermens et al. 2000; Halaki a Ginn 2012). Cílem maximálních izometrických kontrakcí je, aby v pohybu byl zapojen sledovaný sval maximálně a okolní svaly se zapojily do pohybu minimálně (Halaki a Ginn 2012). Při izometrických kontrakcích je dosaženo stabilního EMG signálu, kdy se pod detekční oblastí elektrody nestřídají různé aktivní motorické jednotky (De Luca 1997). Referenčního EMG hodnota je použita k normalizaci amplitudy zkoumaného vyhlazeného EMG signálu (Halaki a Ginn 2012). Každý sval je nutné normalizovat k referenční EMG hodnotě naměřené na témže svalu (Halaki a Ginn 2012). Výsledkem normalizace podle MVC je amplituda zkoumaného vyhlazeného EMG signálu uvedená v procentech referenční EMG hodnoty (Halaki a Ginn 2012) a udává, jak moc byl sval zapojen při maximálních izometrických kontrakcích z hlediska svalové stimulace nervovými signály (Halaki a Ginn 2012; Sousa a Tavares 2012). Normalizovaný vyhlazený EMG signál je možné hodnotit mezi svaly a jedinci bez ohledu na jejich tréninkový věk, dobu tréninku a tedy i bez ohledu na tom, z jaké části se do tvorby pohybu zapojuje z hlediska amplitudy sval nebo nervová stimulace (Halaki a Ginn 2012; Sousa a Tavares 2012). Výsledek metody normalizace podle MVC je opakovatelný a porovnatelný intraindividuálně

i interindividuálně při aplikaci na pomalý svalový pohyb (Burden 2010; Ball a Scurr 2012). Nicméně metoda normalizace podle MVC má svá úskalí při aplikaci na EMG signál získaný při dynamickém pohybu (Halaki a Ginn 2012; Ball a Scurr 2012).

Alternativní možností normalizace amplitudy vyhlazeného EMG signálu naměřeného při dynamických kontrakcích je normalizace podle průměru svalové aktivity vyvinuté při dynamickém pohybu (Halaki a Ginn 2012; Sousa a Tavares 2012; Ball a Scurr 2012). Referenční EMG hodnota pro normalizaci vyhlazeného EMG signálu podle průměru dynamického pohybu je získána ze zkoumaného pohybu nebo z chůze (Burden, Trew a Baltzopoulos 2003; Boyer a Nigg 2004; Halaki a Ginn 2012). Výsledkem normalizace podle průměru dynamického pohybu je amplituda zkoumaného vyhlazeného EMG signálu uvedená v procentech referenční EMG hodnoty (Halaki a Ginn 2012) a udává, jak moc byl sval zapojen vůči průměrné aktivitě dynamického pohybu (Halaki a Ginn 2012; Sousa a Tavares 2012), čímž je ztracena část biologické variability jedince, například rozdíl v síle svalů mezi jedinci (Allison, Marshall, a Singer 1993; Knutson et al. 1994; Halaki a Ginn 2012; Sousa a Tavares 2012). V této studii jsme zvolili normalizační metodu MD, jejíž referenční EMG hodnotou byla průměrná svalová aktivita chůze v tempu 128 bpm. Chůzi jsme zvolili jako referenční dynamický pohyb proto, že je běžným pohybem v repertoáru pohybů člověka, a tak je možné srovnat objektivně svalovou aktivitu tance Cha-cha-cha i s jinými pohyby normalizovanými k chůzi.

Mimo normalizaci amplitudy EMG signálu existuje normalizace frekvence EMG signálu (Konrad 2005). Frekvence jednotlivých cyklů chůze, nebo tance se i přes konstantní tempo a konstantní počet kroků odlišuje v řádu milisekund, což by mohlo komplikovat srovnání mezi cykly chůze, nebo tance a mezi jedinci. Původní časová osa vyhlazeného EMG signálu je uváděna ve vteřinách a pro následnou analýzu je třeba převést časovou osu na škálu, která umožní srovnat jednotlivé cykly chůze, nebo tance mezi sebou a mezi jedinci (Arsenault, Winter a Marteniuk 1986b; Konrad 2005). Pro charakterizaci pohybu je třeba použít větší množství opakujících se prvků pohybu, jako je například krok v chůzi, a vytvořit průměrný pohyb, který reprezentuje typický pohyb jedince (Shiavi, Frigo, a Pedotti 1998; Konrad 2005). Nejčastěji užívanou metodou normalizace frekvence EMG signálu je cyklická analýza pohybu, kdy jsou jednotlivá opakování pohybu rovnoměrně rozdělena na ekvivalentní segmenty, a průměrná hodnota každého segmentu je použita k vypočtení průměrného opakování pohybu (Konrad 2005). Časovou osu vyhlazených EMG signálů jednotlivých cyklů chůze, nebo tance jsme

převodli pomocí normalizační metody cyklické analýzy na procentuelní vyjádření zkoumaného cyklu v programu *Excel 2007*. Normalizace časové osy v případě chůze poskytla celkem 100 bodů EMG profilu každého cyklu chůze pro následnou analýzu. Normalizace časové osy na procenta cyklu v případě tance poskytla celkem 400 bodů EMG profilu každého cyklu tance pro následnou analýzu, kdy celá taneční doba je reprezentována 12,5 % tanečního cyklu a půlená taneční doba trvá 6,25 % tanečního cyklu.

3.7. Analýza dat

3.7.1. Základní statistika

Pro každého ze 14 jedinců jsme měli alespoň 6 tanečních cyklů, z nichž jsme první a poslední taneční cyklus vyjmuli z analýzy. Pro chůzi jsme měli alespoň 10 cyklů, z kterých jsme také odstranili první a poslední cyklus při pohybu místností jedním směrem a první a poslední cyklus při pohybu místností zpět. První a poslední cyklus chůze a tance nebyly do analýzy započítány, protože obsahují odlišnosti od ostatních cyklů spojené s počátkem a ukončením lokomoce (Larson a Stern 2007; Liikavainio et al. 2010), a tak se od ostatních cyklů liší v rychlosti a dynamice (Evans, Duncan a Gilchrist 1991; Jian et al. 1993), a kvůli odlišné dynamice se liší i v hrubém EMG signálu (Ball a Scurr 2012). Následné analýzy probíhali v *Excelu 2007*. Každý ze 4 tanečních cyklů byl tvořen 400 body, zatímco každý cyklus chůze byl tvořen 100 body. Pro každého jedince zvlášť jsme každý bod zprůměrovali v rámci pohybové aktivity a vznikl tak průměrný cyklus jedince. Pro každý průměrný cyklus jsme spočetli integrál EMG (iEMG) každého svalu, který je spočítán jako suma hodnot amplitud vyhlazeného EMG signálu v daném časovém intervalu (Sale 1988; Phinyomark, Limsakul a Phukpattaranont 2009), rovnici jsme upravili pro *Excel 2007*:

$$iEMG = \sum_{i=1}^n \frac{1}{2} (f(x_{i-1}) + f(x_i)) \Delta x \quad (2),$$

kde n je počet hodnot amplitud vyhlazeného EMG signálu, $f(x_i)$ je hodnota amplitudy v bodě osy x , Δx je časový úsek. Integrál EMG je tak aproximací plochy pod křivkou skrze určitý počet obdélníků. Integrál je uváděn v jednotkách $mV \times s$ (Winter et al. 1980; Merletti a Di Torino 1999), přičemž mV jsou normalizovány k průměrné svalové aktivitě chůze (*mean dynamic method*, MD), nebo podle referenční hodnoty z MVC, zatímco s je normalizováno na procenta délky daného cyklu. Když jsme získali jednotlivé iEMG

z průměrných cyklů každého jedince, tak jsme zprůměrovali iEMG a získali jsme průměrné hodnoty iEMG pro všechny muže, všechny ženy a všechny jedince.

Pro vyhodnocení bilaterálních asymetrií svalové aktivity dolních končetin jsme mimo iEMG využili maximální amplitudy vyhlazeného EMG signálu (peakEMG). Pro chůzi jsme z každého svalu vybrali právě jednu hodnotu peakEMG (peakEMG-w). Dále jsme pro každý sval zvolili celkem dvě hodnoty peakEMG, jedna hodnota peakEMG byla vybrána v pohybu vpřed (peakEMG-f) během tanečního cyklu a druhá v pohybu vzad (peakEMG-b) během tanečního cyklu. Pokud jedinec vyvíjel aktivitu daným svalem, tak každá z hodnot peakEMG-f a peakEMG-b byla reprezentována čtvrtou dobu tance Cha-cha-cha, která se nachází na ose x mezi 6,25 % až 18,75 % tanečního cyklu při pohybu vpřed a mezi 56,25% až 68,75% tanečního cyklu při pohybu vzad (graf 2). V případě, že v daném časovém úseku jedinec neprovedl maximální svalovou aktivitu, byla hodnota peakEMG-f a peakEMG-b hledána v rozmezí 6,25% od výše zmíněných intervalů.

Dále jsme u celého souboru spočítali směrodatnou odchylku průměru pro vyjádření variability EMG signálu a směrodatnou chybu průměru (SEM) pro vyjádření hranic, v kterých by se měla nacházet skutečná hodnota průměru souboru. SEM jsme vypočítali jako:

$$SEM = \frac{SD}{\sqrt{n}} \quad (3),$$

kde SD je směrodatná odchylka souboru a n je počet jedinců v souboru. Konfidenční interval, v kterém se s vysokou pravděpodobností nachází průměr, jsme vypočítali vynásobením SEM hodnotou 1,96, která odpovídá 5 % hladině statistické významnosti (Rumsey 2010).

Pro intraindividuální a interindividuální srovnání variability pohybových aktivit a adekvátních pohybů jsme zvolili koeficient variability (%CV), který vyjadřuje SD ve vztahu k průměru bezrozměrným číslem (Winter 1984; Van Eijden et al. 1993; Chen et al. 1997; Wong a Wu 2002):

$$\%CV = \left(\frac{SD}{průměr} \right) \times 100 \quad (4).$$

3.7.2. Chyba měření

Aby naměřené rozdíly v EMG signálu mezi svaly dolních končetin odpovídaly skutečným rozdílům, které se objevují mezi pravou a levou dolní končetinou, tak musí

EMG signál vykazovat dostatečnou konzistenci během měření (Smoliga et al. 2010). Jako indikátor opakovatelnosti podobných výsledků následných měření je vyjadřována chyba měření (Albertus-Kajee et al. 2011). Chybu měření jsme vyjádřili srovnáním každé dolní končetiny zvlášť v 1. a 2. měření jako procenta absolutního rozdílu průměru (*mean percentage average difference, %MAD*) následných měření (Sládek et al. 2009). Procenta absolutní chyby průměru mají vždy pozitivní hodnotu, kterou získáme z upravené rovnice podle Sládek et al. (2009):

$$\%MAD = \left(\frac{|1.měření - 2.měření|}{\frac{1.měření + 2.měření}{2}} \right) \times 100 \quad (5).$$

Následná měření, tedy 1. a 2. měření, jsme provedli s oběma typy normalizace amplitudy, podle MVC a podle průměrné aktivity chůze (MD). Metody jsme porovnali z hlediska opakovatelnosti srovnáním hodnot %MAD chůze i tance u jednoho jedince.

3.7.3. Hodnocení bilaterálních asymetrií

Po vzoru Auerbach a Ruff (2006) jsme hodnoty iEMG a peakEMG z pohybových aktivit a adekvátních pohybů převedli na procenta direkcionalní asymetrie aktivity svalů dolních končetin (DK). Vždy jsme srovnávali iEMG, nebo hodnoty peakEMG-w, peakEMG-f a peakEMG-b pravé s levou dolní končetinou. Nejprve jsme srovnávali pravou (P) dolní končetinu v normálním pohybu (norm) s levou (L) dolní končetinou v normálním pohybu:

$$\%DA = \left(\frac{P \text{ DK norm} - L \text{ DK norm}}{\frac{P \text{ DK norm} + L \text{ DK norm}}{2}} \right) \times 100 \quad (6).$$

V zrcadlovém pohybu (zrc) jsme také srovnali pravou dolní končetinu s levou dolní končetinou:

$$\%DA = \left(\frac{P \text{ DK zrc} - L \text{ DK zrc}}{\frac{P \text{ DK zrc} + L \text{ DK zrc}}{2}} \right) \times 100 \quad (7).$$

Dále jsme srovnávali dolní končetiny v adekvátním pohybu, a to pravou dolní končetinu v normálním pohybu (P DK norm) s levou dolní končetinou v zrcadlovém pohybu (L DK zrc), a také pravou dolní končetinu v zrcadlovém pohybu (P DK zrc) s levou dolní končetinou v normálním pohybu (L DK norm):

$$\%DA = \left(\frac{P \text{ DK norm} - L \text{ DK zrc}}{\frac{P \text{ DK norm} + L \text{ DK zrc}}{2}} \right) \times 100 \quad (8),$$

$$\%DA = \left(\frac{P\text{ DK zrc} - L\text{ DK norm}}{\frac{P\text{ DK zrc} + L\text{ DK norm}}{2}} \right) \times 100 \quad (9).$$

3.7.4. Statistická analýza

Statistické testy jsme provedli v programu Statistica. Normální rozdělení dat v populaci (Gaussovo normální rozdělení) jsme testovali podle Shapiro-Wilkova testu normality, protože mnoho statistických testů se odvíjí od rozdělení dat v populaci (Shapiro a Wilk 1965). Naše data (mimo antropometrická data obvodů a délky dolních končetin) neměla normální rozdělení podle Shapiro-Wilkova testu normality.

Bilaterální asymetrie obvodů a délky dolních končetin jsme vyhodnotili pomocí párového t-test (Student 1908; Senn a Richardson 1994; Hsu a Lachenbruch 2008). Párový t-test se používá pro srovnání rozdílů mezi párovými pozorováními, která mají normální rozdělení (Hsu a Lachenbruch 2008). Hladina statistické signifikance, při které zamítáme hypotézu bilaterální symetrie obvodů a délky dolních končetin je $\alpha = 0,05$.

Bilaterální asymetrie aktivity svalů pravé a levé dolní končetiny jsme vyhodnotili pomocí Wilcoxonova párového testu (Wilcoxon 1945), což je neparametrický test určený pro párová data, u kterých nebylo potvrzeno normální rozdělení (Wilcoxon 1945; Rosner, Glynn a Lee 2006). Hladina statistické signifikance, při které zamítáme hypotézu bilaterální symetrie svalové aktivity dolních končetin je $\alpha = 0,05$.

Rozdíly mezi jednotlivými pohyby v míře variability vyjádřené pomocí %CV jsme vyhodnotili použitím Kruskal-Wallisovy analýzy (Kruskal a Wallis 1952; Theodorsson-Norheim 1986). Kruskal-Wallisova analýza je jednofaktorovou neparametrickou variantou analýzy rozptylu, kdy testujeme, jestli mezi třemi a více faktory (např.: pohybovými aktivitami) je rozdíl (Kruskal a Wallis 1952; Theodorsson-Norheim 1986). Hladina statistické signifikance, při které zamítáme stejnou míru variability mezi pohybovými aktivitami je $\alpha = 0,05$. Pokud byl nalezen rozdíl mezi pohybovými aktivitami, tak jsme použili Mann-Whitneyho test, neparametrickou alternativu t-testu pro nezávislé proměnné (Mann a Whitney 1947; Hart 2001; Elliott a Hynan 2011). Hladinu statistické signifikance je třeba upravit při mnohonásobném srovnání více faktorů mezi sebou (Bender a Lange 2001; Elliott a Hynan 2011; Armstrong 2014). Pravděpodobnost, že najdeme falešně signifikantní výsledek při velkém počtu srovnání, se zvyšuje s narůstajícím počtem srovnání (Bender a Lange 2001; Armstrong 2014) a vypočítá se jako:

$$p = (1 - (1 - \alpha)^n) \times 100 \quad (10),$$

kde p je pravděpodobnost, α je hladina statistické signifikance a n je počet srovnání (Bender a Lange 2001; Armstrong 2014). Například při 20 srovnání bude pravděpodobnost falešné signifikance 64 % (Bender a Lange 2001; Armstrong 2014), v našem případě bude na $\alpha = 0,05$ při 3 srovnáních rovna 14 % místo cílených 5 %. Upravili jsme hladinu statistické signifikance Bonferroniho korekcí pro tři srovnávané skupiny (chůze, normální pohyb, zrcadlový pohyb) na $\alpha = 0,0167$, abychom zachovali celkovou hladinu signifikance na $\alpha = 0,05$ (Elliott a Hynan 2011).

4. Výsledky

4.1. Chyba měření metod MD a MVC

V tabulce 2 nalezneme rozdíly ve svalové aktivitě dolních končetin 1. a 2. měření chůze, které jsme vyjádřili pomocí %MAD. %MAD jsme získali z hodnot iEMG a hodnot peakEMG-w normalizovaných podle metod MD nebo MVC. Normalizační metoda MD se jeví jako velmi konzistentní metoda normalizace, neboť rozdíly mezi 1. a 2. měřeními chůze jsou menší než 0,4 % v případě iEMG a v případě hodnot peakEMG-w jsou menší než 10 %. Ovšem normalizační metoda MD v bázi normalizačního procesu využívá průměrných hodnot amplitud chůze jako referenční hodnotu, proto v případě chůze jsou pro nás relevantnější rozdíly mezi hodnotami peakEMG-w průměrného kroku 1. a 2. měření, než rozdíly mezi hodnotami iEMG 1. a 2. měření.

V tabulce 3 nalezneme rozdíly ve svalové aktivitě dolních končetin 1. a 2. měření normálního pohybu vyjádřené pomocí %MAD. %MAD jsme získali z hodnot iEMG normalizovaných podle metod MD nebo MVC. Rozdíly mezi 1. a 2. měřeními normálního pohybu u normalizační metody MD pouze v případě *m. tibialis anterior* dosahují 50 % a u *m. biceps femoris* dosahují necelých 25 %. *M. vastus lateralis* a *m. gastrocnemius lateralis* jsou relativně konzistentní z hlediska rozdílu mezi 1. a 2. měřeními, protože naměřený rozdíl mezi 1. a 2. měřeními byl menší než 10 %. Normalizační metoda MVC generovala rozdíly mezi 1. a 2. měřeními téměř 70 % v případě *m. biceps femoris* a u ostatních zkoumaných svalů byly rozdíly okolo 45 %.

Normalizační metoda MD se jeví jako metoda s lepší opakovatelností měření dynamického pohybu ve srovnání s metodou MVC. V dalších analýzách jsme použili data normalizovaná k průměrné aktivitě chůze (MD).

4.2. Pohlavní dimorfismus

Pohlavní dimorfismus svalové aktivity dolních končetin při chůzi a tanci nalezneme v tabulkách 4, 5 a 6. Tabulka 4 ukazuje srovnání hodnot iEMG pravé dolní končetiny i levé dolní končetiny mezi muži a ženami. Rozdíly mezi muži a ženami se objevily pouze u *m. biceps femoris*, a to na pravé dolní končetině při normálním pohybu ($p = 0,046$), dále pak na pravé dolní končetině při zrcadlovém pohybu ($p = 0,028$) a na levé dolní končetině při zrcadlovém pohybu ($p = 0,046$; tabulka 4). Obdobně jsme v tabulce 5 vyjádřili srovnání hodnot peakEMG-w a peakEMG-f mezi muži a ženami. U peakEMG-f byl pohlavní dimorfismus přítomen u *m. biceps femoris* na pravé dolní končetině při chůzi a normálním pohybu, na levé dolní končetině pak v normálním pohybu a v zrcadlovém pohybu ($p = 0,028$; tabulka 5). V tabulce 6 je srovnání hodnot peakEMG-b mezi muži a ženami. Pohlavní rozdíly byly přítomné na pravé dolní končetině u *m. biceps femoris* jak při normálním pohybu, tak i při zrcadlovém ($p = 0,028$). Na levé dolní končetině byly rozdíly mezi muži a ženami v pohybu vzad u *m. biceps femoris* při zrcadlovém pohybu ($p = 0,028$; tabulka 6).

V tabulce 7 jsou shrnuty rozdíly mezi muži a ženami vyhodnocené podle dosažené úrovně bilaterální asymetrie svalové aktivity dolních končetin vyjádřené jako %DA. Srovnali jsme %DA mužů s %DA žen v tanečním páru, kdy jsme srovnali buď celou svalovou aktivitu pohybu, kterou jsme vyjádřili bilaterální asymetrií iEMG pravé a levé dolní končetiny, anebo jsme srovnali svalovou aktivitu v pohybu vpřed i vzad vyjádřenou bilaterální asymetrií peakEMG-f a peakEMG-b dolních končetin. Krom pohybových aktivit chůze, normálního pohybu a základního pohybu jsou vyjádřeny v tabulce 7 dva adekvátní pohyby. První adekvátní pohyb reprezentuje funkci oporovou, která byla provedena pravou dolní končetinou při normálním pohybu a levou dolní končetinou v zrcadlovém pohybu (P norm vs L zrc). Druhý adekvátní pohyb reprezentuje funkci odrazu, který prováděly levá dolní končetina v normálním pohybu a pravá dolní končetina v zrcadlovém pohybu (P zrc vs L norm). V případě %DA při chůzi jako celku (iEMG) nebyl pozorován statisticky významný rozdíl mezi muži a ženami, zatímco při posuzování dosažené úrovně bilaterálních asymetrií hodnot peakEMG-w byly mezi muži a ženami odlišnosti u *m. gastrocnemius lateralis*, ovšem tyto rozdíly byly na hranici statistické signifikance ($p = 0,046$). Rozdíl mezi muži a ženami byl přítomen v peakEMG-f u *m. biceps femoris* pouze při zrcadlovém pohybu ($p = 0,028$).

Pohlavní rozdíly mezi muži a ženami byly pozorovány při tanci pouze u *m. biceps femoris* (tabulky 4–7). Vzhledem k velikosti souboru jsme se rozhodli analyzovat soubor jako celek.

4.3. Vyhodnocení rozměrů a svalové aktivity dolních končetin

V tabulce 1 nalezneme srovnání rozměrů pravé a levé dolní končetiny. Rozdíly mezi dolními končetinami v délce končetiny (od *spina iliaca* po zem; od *trochanter major* po zem) a v měřených obvodech (horní část stehna, střední část stehna, obvod kondylů tibie, maximální obvod lýtky, minimální obvod bérce) nedosahovaly statistické signifikance.

V tabulce 8 nalezneme srovnání hodnot iEMG, peakEMG-w, peakEMG-f a peakEMG-b vždy pravé s levou dolní končetinou. Při chůzi byly pozorovány bilaterální rozdíly mezi pravou a levou končetinou v iEMG u *m. gastrocnemius lateralis*, ovšem rozdíly se pohybovaly na hranici signifikance ($p = 0,050$), a tak nezamítáme hypotézu H5. Při tanečním pohybu byly bilaterální rozdíly svalové aktivity dolních končetin přítomny převážně u svalů bérce, což podporuje hypotézu H1. V iEMG normálního pohybu i zrcadlového pohybu byl statisticky významný rozdíl mezi pravou a levou dolní končetinou přítomen pouze u *m. tibialis anterior* ($p = 0,012$; $p = 0,008$). V iEMG adekvátního pohybu (P norm vs L zrc) byly statisticky významné rozdíly u aktivity *m. tibialis anterior* ($p = 0,034$) a *m. gastrocnemius lateralis* ($p = 0,012$). V iEMG adekvátního pohybu (P zrc vs L norm) se objevily rozdíly u aktivity *m. tibialis anterior* ($p = 0,005$). Rozdíly mezi iEMG pravé a levé končetiny v pohybových aktivitách a adekvátních pohybech podporují hypotézu H3.

V peakEMG-w nebyly pozorovány bilaterální rozdíly svalové aktivity mezi pravou a levou končetinou, a proto nezamítáme hypotézu H5. PeakEMG-f podporují hypotézu H1. Při normálním i zrcadlovém pohybu byl pozorován statisticky významný rozdíl mezi peakEMG-f pravé a levé dolní končetiny u *m. tibialis anterior* ($p = 0,015$; $p = 0,034$). V adekvátním pohybu (P norm vs L zrc) byl statisticky významný rozdíl mezi peakEMG-f pravé a levé dolní končetiny pozorován u *m. vastus lateralis* ($p = 0,008$). V adekvátním pohybu (P zrc vs L norm) se objevily rozdíly v peakEMG-f dolních končetin u *m. tibialis anterior* ($p = 0,005$; tabulka 8).

Při pohybu vzad se bilaterální rozdíly svalové aktivity dolních končetin objevily v zrcadlovém pohybu a v adekvátním pohybu (P zrc vs L norm), data tedy podporují

hypotézu H1. Při zrcadlovém pohybu byl statisticky významný rozdíl v peakEMG-b dolních končetin přítomen u *m. vastus lateralis* ($p = 0,008$). V adekvátním pohybu (P zrc vs L norm) byl statisticky významný rozdíl peakEMG-b dolních končetin pozorován u *m. tibialis anterior* ($p = 0,041$) a u *m. gastrocnemius lateralis* ($p = 0,028$; tabulka 8).

4.4. Direkcionální asymetrie dolních končetin

Direkcionální asymetrie iEMG a peakEMG dolních končetin jsou znázorněny v tabulce 9 a v grafu 3–5 a slouží pro potvrzení, či vyvrácení všech hypotéz této práce, mimo hypotézu H4, která se týká variability opakovaných pohybů. V tabulce 9 je odchýlení %DA od nuly vyjádřeno p-hodnotou. Statisticky významné odchýlení %DA od nuly jsme pozorovali u iEMG *m. gastrocnemius lateralis* při chůzi ($p = 0,050$), ale rozdíl %DA iEMG chůze od nuly je na hranici signifikance, a tak nezamítáme hypotézu H5. V normálním pohybu, zrcadlovém pohybu a u adekvátního pohybu (P zrc vs L norm) jsme pozorovali statisticky významné odchýlení %DA od nuly u iEMG *m. tibialis anterior* ($p = 0,012$; $p = 0,015$; $p = 0,005$). V případě adekvátního pohybu (P norm vs L zrc) byl statisticky signifikantní rozdíl mezi %DA iEMG dolních končetin a nulou přítomen u *m. gastrocnemius lateralis* ($p = 0,023$; tabulka 9, graf 3). Směr bilaterálních asymetrií iEMG dolních končetin zůstal stejný po zrcadlovém převrácení normálního pohybu u *m. vastus lateralis* a *m. tibialis anterior*, kdy svalová aktivita pravého *m. vastus lateralis* nabývá vyšších hodnot iEMG než u levého *m. vastus lateralis*. Oproti tomu svalová aktivita *m. tibialis anterior* nabývá nižších hodnot iEMG na pravé dolní končetině ve srovnání s levou dolní končetinou. Nezměněný směr %DA iEMG *m. vastus lateralis* a *m. tibialis anterior* podporuje působení faktorů nervové soustavy nebo tréninku (hypotéza H2b). Při porovnání směru bilaterálních asymetrií iEMG v adekvátních pohybech je u *m. vastus lateralis* vyšší iEMG dolní končetiny provádějící normální pohyb, což naznačuje na působení faktoru tréninku v tvorbě bilaterálních asymetrií svalové aktivity dolních končetin (hypotéza H2e). U *m. tibialis anterior* je vždy iEMG vyšší na levé dolní končetině bez ohledu na prováděném adekvátním pohybu, a tak by v tvorbě bilaterálních asymetrií svalové aktivity dolních končetin měl působit faktor nervové soustavy (hypotéza H2d). Výsledky %DA iEMG podporují pouze hypotézu H2b statisticky významnými rozdíly %DA iEMG od nuly u *m. tibialis anterior*.

Direkcionální asymetrie peakEMG-f byly statisticky významně odlišné od nuly při normálním pohybu u *m. tibialis anterior* ($p = 0,023$) a u *m. gastrocnemius lateralis*

($p = 0,034$), a dále byly %DA peakEMG-f statisticky významně odlišné od nuly při adekvátním pohybu (P norm vs L zrc) u *m. vastus lateralis* ($p = 0,006$) a při adekvátním pohybu (P zrc a L norm) u *m. tibialis anterior* ($p = 0,005$; tabulka 9, graf 4). Pouze u *m. gastrocnemius lateralis* došlo k zrcadlovému převrácení směru bilaterálních asymetrií peakEMG-f při zrcadlovém převrácení pohybu, což podporuje působení faktoru pohybového vzorce (hypotéza H2a), zatímco u ostatních sledovaných svalů zůstal směr bilaterálních asymetrií peakEMG-f stejný, výsledek podporující působení faktorů nervové soustavy a tréninku (hypotéza H2b). U svalů se stejným směrem bilaterálních asymetrií peakEMG-f v normálním i zrcadlovém pohybu byly vyšší hodnoty peakEMG-f v adekvátních pohybech provedených dolními končetinami normálního pohybu, což poukazuje na působení faktoru tréninku (hypotéza H2e), nicméně žádná z hypotéz nebyla konzistentně podpořena statisticky významnými rozdíly %DA peakEMG-f od nuly.

Při pohybu vzad se %DA peakEMG-b statisticky významně lišily od nuly při normálním pohybu a adekvátním pohybu (P zrc vs L norm) u *m. gastrocnemius lateralis* ($p = 0,050$; $0,028$), zatímco při zrcadlovém pohybu a adekvátním pohybu (P norm vs L zrc) byl statisticky významný rozdíl mezi %DA a nulou u *m. vastus lateralis* ($p = 0,006$; $0,050$; tabulka 9, graf 5). Při zrcadlovém převrácení normálního pohybu došlo k zrcadlovému převrácení směru bilaterálních asymetrií peakEMG-b u *m. vastus lateralis*, *m. biceps femoris* a *m. gastrocnemius lateralis*, výsledek podporující působení faktoru pohybového vzorce (hypotéza H2a). Směr bilaterálních asymetrií peakEMG-b u *m. tibialis anterior* zůstal nezměněný při zrcadlovém převrácení normálního pohybu, a tak výsledek podporuje působení faktorů nervové soustavy a tréninku (hypotéza H2b). *M. tibialis anterior* vykazoval vyšší peakEMG-b v adekvátních pohybech provedených levou dolní končetinou, proto výsledek podporuje působení faktoru nervové soustavy (hypotéza H2d). Žádná z hypotéz nebyla konzistentně podpořena statisticky významnými rozdíly %DA peakEMG-b od nuly.

Celkový pohled na svalovou aktivitu dolních končetin nepodporuje hypotézu H2, respektive možnost odhalení faktoru zodpovědného za vznik bilaterálních asymetrií svalové aktivity dolních končetin. Směr bilaterálních asymetrií svalové aktivity dolních končetin se jeví jako svalově specifický, a tak nelze jednoznačně určit na úrovni svalové aktivity celé dolní končetiny, zdali se podílel na vzniku bilaterálních asymetrií svalové aktivity dolních končetin vliv asymetrického pohybového vzorce (H2a), vliv lateralizovaného nervového systému (H2d), nebo vliv tréninku asymetrického pohybového

vzorke (H2e). Pouze u *m. tibialis anterior* jsme pozorovali konzistentní statisticky významný rozdíl %DA iEMG od nuly, kdy v normálním i zrcadlovém pohybu byla svalová aktivita vyšší na levé dolní končetině, a tak mohou být bilaterální asymetrie u *m. tibialis anterior* ovlivněny faktorem nervové soustavy nebo faktorem tréninku (H2b). Při zohlednění výsledků u *m. tibialis anterior* bez statistické významnosti jsme pozorovali konzistentně vyšší svalovou aktivitu na levé dolní končetině v normálním pohybu, zrcadlovém pohybu i v adekvátních pohybech u iEMG, peakEMG-f i peakEMG-b, a proto se můžeme domnívat, že bilaterální asymetrie u *m. tibialis anterior* jsou ovlivněny faktorem nervové soustavy (H2d).

4.5. Variabilita chůze a tance

V tabulce 10 jsme vyobrazili koeficienty variability pohybových aktivit (%CV) pro hodnoty iEMG. Koeficienty variability peakEMG-w, peakEMG-f a peakEMG-b nejsou zobrazeny, neboť mezi nimi nebyl pozorován statisticky významný rozdíl. Pozorovali jsme statisticky signifikantní rozdíly %CV iEMG při srovnání chůze a obou adekvátních pohybů, a to na pravé dolní končetině u *m. vastus lateralis* ($p = 0,009$), *m. biceps femoris* ($p = 0,018$) a u *m. gastrocnemius lateralis* ($p = 0,008$). Statisticky signifikantní rozdíly %CV iEMG na levé dolní končetině jsme pozorovali u *m. biceps femoris* ($p = 0,004$), *m. tibialis anterior* ($p = 0,011$) a u *m. gastrocnemius lateralis* ($p = 0,018$).

Chůze se od normálního pohybu lišila v %CV na pravé dolní končetině u *m. vastus lateralis* ($p = 0,004$) a u *m. gastrocnemius lateralis* ($p = 0,007$), zatímco na levé dolní končetině se chůze lišila v %CV od normálního pohybu u *m. biceps femoris* ($p = 0,007$). Statisticky signifikantní rozdíly %CV jsme pozorovali také při srovnání chůze a zrcadlového pohybu. Chůze se lišila od zrcadlového pohybu v %CV pravé dolní končetiny u *m. biceps femoris* ($p = 0,014$) a u *m. gastrocnemius lateralis* ($p = 0,0165$), na levé dolní končetině u *m. biceps femoris* ($p = 0,003$), *m. tibialis anterior* ($p = 0,007$) a u *m. gastrocnemius lateralis* ($p = 0,009$). Statisticky signifikantní rozdíly jsme nepozorovali při srovnání obou tanečních pohybů. (tabulka 10).

Chůze se jeví jako velmi variabilní pohyb, co se týče svalové aktivity, ve srovnání s tanečním pohybem, a tak výsledek srovnání %CV s tancem nepodporuje předpoklad hypotézy H4, že chůze jako známý pohyb bude méně variabilní oproti tanci. Normální pohyb a zrcadlový pohyb se jeví jako totožné z hlediska míry variability, výsledek nepodporuje hypotézu H4.

5. Diskuze

Cílem této studie bylo naměřit a popsat míru bilaterální asymetrie svalové aktivity dolních končetin v tanci Cha-cha-cha a zjistit za použití metody povrchové elektromyografie, zdali jsou bilaterální asymetrie svalové aktivity dolních končetin způsobeny faktorem bilaterálně asymetrických pohybových vzorců, faktorem nervové soustavy, nebo faktorem tréninku. Naše výsledky naznačují, že svaly dolních končetin, obzvláště bérce, vykazují míru bilaterální asymetrie svalové aktivity uvnitř normálního i zrcadlového tanečního pohybu, a dále při srovnání adekvátních pohybů z normálního a zrcadlového tanečního pohybu. Naše výsledky dále naznačují, že svalová aktivita dolních končetin při chůzi se jeví jako bilaterálně symetrická na úrovni celého souboru, zatímco na úrovni jedince svalová aktivita dolních končetin poukazuje na možné individuální bilaterální rozdíly mezi dolními končetinami během tvorby lokomoce. Individuální rozdíly ve svalové aktivitě dolních končetin během chůze mohou být spojeny s výrazně vyšší variabilitou chůze oproti tanečnímu pohybu.

5.1. Bilaterální asymetrie svalové aktivity

V hypotéze H1 jsme předpokládali, že svalová aktivita ve formě EMG signálu bude odlišná mezi kontralaterálními dolními končetinami při srovnání následných kroků bilaterálně asymetrických pohybových vzorců základního pohybu. Bilaterální asymetrie svalové aktivity dolních končetin byly pozorovány v obou alternativních provedeních základního pohybu, v normálním i zrcadlovém pohybu, a to u všech svalů dolních končetin, pouze u *m. biceps femoris* nedosahovaly statistické hladiny signifikance (tabulky 8 a 9). *M. biceps femoris* nebyl statisticky signifikantně rozdílný mezi pravou a levou dolní končetinou nejspíše proto, že právě u *m. biceps femoris* jsme pozorovali pohlavní dimorfismus (tabulky 4–7), a tak na úrovni celého souboru mohlo dojít k utajení individuálních rozdílů mezi pravou a levou dolní končetinou, obdobně jako dochází ke skrytí individuálních rozdílů ve svalové aktivitě dolních končetin v chůzi při sjednocení všech jedinců dohromady (Arsenault, Winter a Marteniuk 1986b; Öunpuu a Winter 1989). Pozorované bilaterální asymetrie svalové aktivity dolních končetin podporují hypotézu H1, v které jsme očekávali, že svalová aktivita dolních končetin v bilaterálně asymetrických pohybových vzorcích tance nebude symetrická (tabulky 8 a 9).

Základní pohyb tance Cha-cha-cha obsahuje bilaterálně asymetrické pohybové vzorce. Bilaterálně asymetrické pohybové vzorce dolních končetin jsou spojeny s bilaterálně asymetrickou svalovou aktivitou v chůzi se zakřivenou trajektorií (Courtine a Schieppati 2003) a obdobně je svalová aktivita dolních končetin bilaterálně asymetrická v tanci Cha-cha-cha. Vzhledem k tomu, že EMG signál nepřímo odráží sílu vyvíjenou svaly (Häkkinen, Alén a Komi 1985; Komi 1986; Sale 1988), tak je možné předpokládat, že se liší i míra zátěže tanečním pohybem mezi pravou a levou dolní končetinou v důsledku působení bilaterálně asymetrických pohybových vzorců. Ovšem není zcela zřejmé, v jaké míře je zatěžována pravá a levá dolní končetina v tanci Cha-cha-cha, a proto bez studie reakčních sil je jakékoli jednoznačné odvození míry zátěže dolních končetin bilaterálně asymetrickými pohybovými vzorci v tanci Cha-cha-cha pouze spekulativní.

5.1.1. Sdílení funkcí opory a odrazu mezi ipsilaterálními svaly

V hypotéze H2 jsme očekávali, že když srovnáme směr bilaterálních asymetrií svalové aktivity dolních končetin normálního pohybu se směrem bilaterálních asymetrií zrcadlového pohybu, tak odhalíme, jestli se na vzniku bilaterálních asymetrií svalové aktivity dolních končetin podílí faktor pohybového vzorce, faktor nervové soustavy, nebo faktor tréninku. Nicméně směr bilaterálních asymetrií svalové aktivity dolních končetin byl konzistentní pouze u *m. tibialis anterior* (tabulka 9), kdy levý sval generoval vždy vyšší EMG signál oproti pravému svalu nehmledě na tvorbu normálního nebo zrcadlového pohybu. Data z *m. tibialis anterior* podporují hypotézu H2b, podle které by měl být původcem vzniku bilaterálních asymetrií svalové aktivity trénink asymetrických pohybových vzorců nebo lateralita mozku, respektive preference dolních končetin pro výkon unilaterálních pohybů. U ostatních svalů nebyly bilaterální asymetrie svalové aktivity dolních končetin pozorovány konzistentně uvnitř normálního a zrcadlového pohybu. Důvodem pro nekonzistentní přítomnost bilaterálních asymetrií svalové aktivity uvnitř tanečního pohybu může být to, že námi vybrané svaly dolních končetin sdílejí obě funkce, odrazovou i oporovou, při tvorbě bilaterálně asymetrických pohybových vzorců se svaly, které jsme nezvolili pro vyhodnocení bilaterálních asymetrií svalové aktivity dolních končetin (Sadeghi 2003; Seeley, Umberger a Shapiro 2008). Zvolené svaly se v různé míře zapojují do tvorby pohybu (Semmler 2002), sval může být agonistický, kdy je hlavním iniciátorem pohybu, nebo může být synergistický, kdy sval pomáhá v tvorbě pohybu agonistickému svalu, popřípadě může být sval antagonistický, kdy sval funguje v opozici

k iniciátoru pohybu (Saladin 2012). Námi vybrané svaly tedy mohou přispívat do pohybu vytvářeným jiným svaem dolních končetin (Winter 1984; McGowan, Neptune a Kram 2008). Vzorec EMG signálu se liší mezi agonistickými, synergistickými a antagonistickými svaly (Shiavi, Bugle a Limbird 1987; Winter a Yack 1987; Hubley-Kozey a Smits 1998), a tak se vybrané svaly podílejí jak na odrazu, tak i v opoře jedince během tvorby tanečního pohybu.

5.1.2. Synchronizace motorických jednotek a koordinace

Srovnání EMG signálů svalů dolních končetin mezi normálním a zrcadlovým pohybem při provedení adekvátních pohybů sloužilo k rozlišení původu bilaterálních asymetrií svalové aktivity dolních končetin mezi tréninkem asymetrických pohybových vzorců a lateralitou mozku (viz hypotéza H2d a H2e). Statisticky významné rozdíly mezi EMG signálem v normálním pohybu a adekvátním EMG signálem v zrcadlovém pohybu byly ve směru normálního pohybu, neboli statisticky významně vyšší EMG aktivita svalů dolních končetin byla generována při normálním pohybu adekvátnímu k zrcadlovému pohybu (tabulka 9, graf 1–3). Výsledky srovnání adekvátních pohybů podporují hypotézu H2e, podle které jsme očekávali, že směr bilaterálních asymetrií svalové aktivity dolních končetin v adekvátních pohybech bude ve prospěch pouze jednoho typu pohybu, normálního, nebo zrcadlového. Jedním z důvodů vyšší EMG aktivity svalů dolních končetin v normálním pohybu oproti zrcadlovému pohybu při výkonu adekvátních pohybů může být vyšší synchronizace motorických jednotek v normálním pohybu, protože velká míra synchronizace motorických jednotek je spojena se silovým tréninkem a s dynamickými kontrakcemi (Milner-Brown a Lee 1975; Komi 1986; Cutsem, Duchateau a Hainaut 1998; Semmler 2002). Synchronizace motorických jednotek nervovým systémem slouží ke zvýšení rychlosti tvorby síly v dynamických pohybech nebo funguje jako mechanismus koordinace svalové aktivity mnoha synergistických svalů (Semmler 2002). V práci Yao, Fuglevand a Enoka (2000) autoři zjistili, že velká míra synchronizace akčních potenciálů motorických jednotek se projeví vyššími hodnotami EMG signálu oproti nízké míře synchronizace motorických jednotek (Yao, Fuglevand a Enoka 2000). V případě našich výsledků z tance byly dolní končetiny provádějící funkci opory nebo odrazu při normálním pohybu pravidelně trénovány v dané pohybové aktivitě, a proto mohlo docházet k efektivnímu zapojení svalů skrze vyšší synchronizaci motorických

jednotek při provedení pohybové aktivity během normálního pohybu ve srovnání se zrcadlovým pohybem.

Další vysvětlení pro vyšší EMG aktivitu svalů v normálním pohybu při provedení adekvátních pohybů k zrcadlovému pohybu se nabízí ve studii Komi 1986, kde jsou popsány rozdíly v zapojení *m. gastrocnemius* při seskoku z výšky 1,10 metru (Komi 1986). Trénovaný jedinec zapojuje sval v brzké fázi dopadu, zatímco netrénovaný jedinec EMG aktivitu tlumí ve fázi dopadu (Komi 1986). Zdá se, že i normální pohyb se liší od zrcadlového pohybu v zapojení svalů při tvorbě pohybu. V grafu 2 jsou profily *m. vastus lateralis* při normálním a zrcadlovém pohybu a profily obou pohybových aktivit se překrývají a tato tendence, kdy se profil svalové aktivity normálního pohybu překrývá s profilem svalové aktivity stejného svalu při provedení adekvátního zrcadlového pohybu, byla konzistentní napříč svaly a jedinci. Obdobně jako v práci Komi 1986, tak i v grafu 2 došlo k efektivnímu zapojení svalové aktivity v trénovaném normálním pohybu. Navíc plocha pod křivkou celého profilu svalové aktivity dolních končetin byla větší u normálního pohybu ve srovnání se zrcadlovým pohybem (graf 2; tabulka 9), což odpovídá jak odlišnému zapojení svalů mezi trénovaným a netrénovaným pohybem (Komi 1986), tak i vyšší synchronizaci motorických jednotek v trénovaném dynamickém pohybu ve srovnání s netrénovaným (Milner-Brown a Lee 1975; Komi 1986; Cutsem, Duchateau a Hainaut 1998; Semmler 2002). Efekty synchronizace motorických jednotek a trénování svalů dolních končetin v pohybu mohou být součástí kompenzačních mechanismů pohybu (Sadeghi 2003). Existuje možnost, že svaly dolních končetin netrénovaného jedince nebo netrénované dolní končetiny mohou využívat kompenzačních mechanismů pohybu, a tak celková síla potřebná k tvorbě pohybu se rozloží mezi svaly, a tak se zmenší amplituda naměřeného EMG signálu právě ve vybraných svalech (Sadeghi 2003), a v důsledku se změní i profil EMG signálu (Komi 1986; graf 2).

5.1.3. Vyřazení pohybu z tréninku

Svaly dolních končetin při normálním pohybu adekvátním k zrcadlovému pohybu mohli dosahovat vyšších EMG signálů pouze zdánlivě důsledkem vyřazení zrcadlového pohybu z tréninku. V práci autorů Häkkinen et al. (1985b) se soustředili na 24 týdenní silový trénink, během kterého sbírali data o síle svalů dolních končetin a EMG signálu svalů dolních končetin u 10 jedinců. Po tréninkové fázi následoval sběr dat pouze v přítomnosti vlivu nespecifických denních pohybových aktivit (chůze, běh).

Během 24 týdenního silového tréninku došlo u 10 jedinců ve výzkumu Häkkinen et al. (1985b) k nárůstu síly a iEMG dolních končetin, zatímco po vyřazení silového tréninku došlo k opětovnému poklesu síly a iEMG (Häkkinen et al. 1985b). Je tedy možné, že když tanečníci trénovali normální pohyb do dne sběru dat a zrcadlový pohyb byl trénován minimálně, tak došlo u zrcadlové varianty adekvátního pohybu k obdobnému snížení EMG aktivity, jako tomu bylo v práci Häkkinen et al. (1985b) u jedinců po 24 týdnech tréninku.

5.1.4. Faktor dominance dolní končetiny

Normální pohyb adekvátní k zrcadlovému pohybu byl tvořen EMG signály svalů, které byly statisticky signifikantně vyšší v normálním pohybu oproti adekvátnímu zrcadlovému pohybu, nicméně pokud zohledníme hodnoty direkcionalních asymetrií svalové aktivity dolních končetin v adekvátních pohybech, které nedosahovaly statistické signifikance, tak se objevují tendence EMG aktivity u *m. tibialis anterior*, který bez ohledu na typ pohybu (normální, nebo zrcadlový) generuje vyšší EMG aktivitu na levé dolní končetině oproti pravé dolní končetině. Vyšší EMG aktivita generovaná konzistentně pouze na jedné dolní končetině ve srovnání s druhou dolní končetinou indikuje působení laterality mozku v tvorbě lokomoce, a tak hodnoty direkcionalní asymetrie EMG aktivity *m. tibialis anterior* podporují hypotézu H2d. Vyšší EMG aktivita *m. tibialis anterior* levé dolní končetiny ve srovnání s pravou dolní končetinou může být spojena s preferencí nohy pro unilaterální pohyby v oblasti hlezenního kloubu (Ferrario et al. 2007; Moraux et al. 2013). Stejně jako oblast ruky je citlivěji inervována oproti zbytku horní končetiny (Penfield a Boldrey 1937; Schott 1993; Nakamura et al. 1998), tak i svaly zodpovědné za pohyb nohy mohou být citlivěji inervovány ve srovnání se zbytkem dolní končetiny (Feinstein et al. 1955; Yu et al. 2006). I v tomto případě hraje roli synchronizace motorických jednotek svalu, kdy se velká míra synchronizace motorických jednotek projeví vyššími hodnotami EMG signálu oproti nízké míře synchronizace motorických jednotek (Yao, Fuglevand a Enoka 2000). A právě nízká míra synchronizace je spojována s jemnými dovednostními aktivitami (Semmler a Nordstrom 1998; Semmler 2002), takže pravý *m. tibialis anterior* mohl vykazovat nižší EMG aktivitu oproti levému svalu (tabulka 9) vzhledem k tomu, že většina jedinců souboru uvedla jako dominantní končetinu pravou. Dominantní dolní končetina je spojována s jemnými dovednostními aktivitami (Peters 1988; Sadeghi et al. 2000). Zato *m. gastrocnemius lateralis* nevykazoval

konzistentní směr bilaterálních asymetrií jako *m. tibialis anterior*, přestože se podílí na pohybech nohy (Saladin 2012). Ovšem je třeba si uvědomit, že *m. gastrocnemius* je svaem fungujícím v odrazu jedince vpřed (Hamner a Delp 2013), a proto bude generovat vyšší EMG signál ve srovnání se svaem pro jemnou motoriku (Semmler a Nordstrom 1998; Semmler 2002). Navíc počet svalových vláken v motorické jednotce je nepřímo úměrný jemné motorice svalu (Feinstein et al. 1955; Kirtley 2006; Saladin 2012), a tak u svalu, u kterého je tvorba síly důležitější než jemná motorika, obsahuje motorická jednotka velký počet svalových vláken (Feinstein et al. 1955). *M. gastrocnemius* je svaem, který obsahuje přibližně 1634 až 1934 svalových vláken v motorické jednotce (Feinstein et al. 1955), což výrazně převyšuje svaly výhradně specializované na jemnou motoriku, například motorické jednotky svalů umožňující pohyb oka se skládají z 3 až 6 svalových vláken (Saladin 2012). *M. tibialis anterior* obsahuje přibližně 562 až 657 svalových vláken na motorickou jednotku svalu (Feinstein et al. 1955), a tak se nejspíše může podílet nejen na produkci síly, ale také na jemných dovednostních aktivitách.

Můžeme tedy pozorovat tendenci k vyšší aktivaci svalů při normálním pohybu ve srovnání se zrcadlovým, což do určité míry naznačuje lepší koordinaci trénovaného pohybu, ale nemůžeme vyloučit celkovou symetrii dolních končetin, neboť bilaterální asymetrie svalové aktivity mohou být pouze lokální vzhledem ke kompenzačním mechanismům pohybu. Celkové silové biomechanické nároky na dolní končetiny by se neměly lišit mezi normálním a zrcadlovým pohybem, a proto by měla být na úrovni celé dolní končetiny pozorována bilaterální symetrie síly dolních končetin při srovnání adekvátních pohybů mezi normálním a zrcadlovým pohybem. *M. tibialis anterior* jako jediný vykazoval konzistentní směr bilaterálních asymetrií svalové aktivity, což podporuje hypotézu H2d, respektive podporuje existenci působení laterality mozku a preferenci nohy. Preference nohy nebyla podpořena daty z *m. gastrocnemius lateralis* nejspíše proto, že sval se významně zapojuje v odrazu jedince při lokomoci.

5.2. Limity práce

5.2.1. Velikost souboru

Výsledky je nutné interpretovat s rezervou, neboť práce má své limity. Jedním z limitů je velikost souboru, která činila 12 jedinců. Velikost souboru má vliv na spolehlivé vyhodnocení výsledků (Raudys a Jain 1991). Nicméně i v jiných studiích EMG aktivity

jsou velikosti analyzovaných souborů jedinců malé (Woods a Bigland-Ritchie 1984; Benoit et al. 2003; Albertus-Kajee et al. 2010; Chopp, Fischer a Dickerson 2010). Tanec Cha-cha-cha je populačně specifickým pohybem, který vyžaduje dosažení určité úrovně dovednosti k přesnému provedení pohybu v daném tempu. Tanec se liší mezi začátečníky a trénovanými jedinci v profilu EMG aktivity, obdobně jako se liší EMG aktivita při seskoku z výšky 1,10 metru mezi netrénovaným a trénovaným jedincem (Komi 1986), protože EMG aktivita je závislá na tvořeném pohybu (Wehner, Vogt a Stadler 1984). Spolehlivost dat jsme zvýšili standardizováním podmínek experimentu, spočívající ve stejných měřicích podmínkách, prostorách a výběrem souboru jedinců v rámci pražských tanečních škol.

Hlavním limitem velikosti souboru v této práci je fúze mužů a žen do jednoho souboru pro vyhodnocení dat. Statisticky významně odlišné zapojení svalů dolních končetin mezi muži a ženami v tanečním pohybu jsme pozorovali u *m. biceps femoris* (tabulka 4). Existují reálné odlišnosti mezi muži a ženami spočívající v taneční obuvi a v roli, kterou tanečníci zastupují při párovém pohybu, a proto pozorované rozdíly mezi muži a ženami u *m. biceps femoris* mohou mít fyziologické opodstatnění závislé na kulturních vlastnostech jednotlivých pohlaví. Taneční obuv se liší ve výšce a šířce podpatku latinskoamerické taneční obuvi, muži mají podpatek o výšce 2,5 až 4,5 cm a šířce přibližně 4 cm², zatímco ženy mají podpatek o výšce od 4 cm po 6,5 cm a šířce přibližně 1 cm². V pracích zaměřených na vliv podpatků na svalovou aktivitu dolních končetin žen při chůzi byly pozorovány odlišnosti ve svalové aktivitě mezi obuví s podpatkem a bez podpatku (Lee et al. 1987; Lee et al. 1990; Stefanyshyn et al. 2000; Cronin, Barrett a Carty 2012; Mika et al. 2012), a také mezi různými velikostmi podpatků (Lee et al. 1987; Lee et al. 1990; Stefanyshyn et al. 2000; Mika et al. 2012). Vyšší EMG aktivita svalů dolních končetin byla pozorována u obuvi s podpatkem o výšce 10 cm ve srovnání s obuví s podpatkem o výšce 4 cm (Mika et al. 2012). Obdobně byla pozorována vyšší EMG aktivita svalů bérce u obuvi s podpatkem o výšce 5 cm ve srovnání s obuví bez podpatku (Cronin, Barrett a Carty 2012). Ve studii Stefanyshyn et al. (2000) porovnali vliv obuvi bez podpatku a tří různých velikostí podpatků na svalovou aktivitu *m. rectus femoris* a *m. soleus* a došli k závěru, že svalová aktivita *m. rectus femoris* a *m. soleus* je vyšší u obuvi s podpatkem ve srovnání s obuví bez podpatku, nicméně nepozorovali statisticky významné změny ve svalové aktivitě při srovnání různých velikostí podpatků, včetně

m. biceps femoris (Stefanyshyn et al. 2000). Stefanyshyn et al. (2000) navíc pozorovali, že těžiště jedince se posouvá s výškou podpatku směrem vpřed v důsledku plantární flexe nohy. Lee et al. (1987; 1990) pozorovali snižování amplitudy EMG signálu u *m. gastrocnemius lateralis* jak u žen, tak i u mužů při zvyšování výšky podpatku obuvi, zatímco *m. tibialis anterior* generoval vyšší amplitudy EMG signálu u mužů při chůzi v obuvi s vyšším podpatkem ve srovnání s nižším podpatkem (Lee et al. 1987; Lee et al. 1990). Amplituda EMG signálu *m. tibialis anterior* se snížila u žen při užití obuvi s vyšším podpatkem oproti nižšímu podpatku (Lee et al. 1990). Autoři práce Lee et al. (1990) přisuzují rozdíly ve svalové aktivitě dolních končetin mezi mužem a ženou habituálnímu užívání obuvi s vysokým podpatkem ženami. V naší studii byli muži i ženy trénováni v tanečním pohybu s podpatkovou obuví, a tak pozorovaný pohlavní dimorfismus ve svalové aktivitě *m. biceps femoris* je nejspíše způsobený právě rozdílnou velikostí podpatku a odlišným umístěním těžiště žen nad dolní končetinou oproti mužům. Velikost podpatku je pouze jednou z možných příčin pozorovaného pohlavního dimorfismu. Mohou existovat další faktory ovlivňující provedení tanečního pohybu spojené s přisuzovanými kulturními vlastnostmi mužů a žen (Daly 1987; Thomas 1993). V rámci našeho výzkumu jsme zvolili základní pohyb tance Cha-cha-cha, který je v choreografii muže i ženy přítomen, a tak by provedení základního pohybu mělo být velmi podobné mezi mužem a ženou.

5.2.2. Variabilita metody sEMG

Dalším limitem práce je výrazná variabilita metody sEMG (De Luca 1997). Amplituda a frekvence naměřeného EMG signálu jsou vysoce variabilní a citlivé v souvislosti s mnohými technickými, fyziologickými a anatomickými faktory (De Luca 1997). Faktory ovlivňující hrubý EMG signál lze rozdělit do dvou kategorií na vnější faktory, z nichž některé můžeme přímo kontrolovat, a na vnitřní faktory, které můžeme kontrolovat nastavením experimentu (De Luca 1997). Některé faktory se svým účinkem mohou překrývat (De Luca 1997). Vnější faktory jsou spojeny se strukturou elektrody EMG senzoru a jejím umístěním na povrchu kůže nad svalem (De Luca 1997; Halaki a Ginn 2012). Mezi vnější faktory, které mohou být přímo ovlivněny měřicí osobou, patří volba umístění elektrod EMG senzoru na povrchu kůže nad svalem (De Luca 1997; Rainoldi, Melchiorri a Caruso 2004; Sacco et al. 2009). Rainoldi, Melchiorri a Caruso (2004) ve svém experimentu ukázali, že umístění elektrody

EMG senzoru na povrchu kůže ovlivňuje amplitudu a frekvenci naměřeného EMG signálu podle vzdálenosti elektrody EMG senzoru od inervační zóny svalu v podélném směru k průběhu svalových vláken (Rainoldi, Melchiorri a Caruso 2004). Obdobně autoři práce Sacco et al. (2009) pozorovali, že amplituda a frekvence EMG signálu se mění podle toho, jestli se pod povrchem elektrod EMG senzoru nacházejí motorické jednotky, inervační zóny nebo šlachy svalu, a mimo jiné zjistili, že doporučení SENIAM ohledně lokality pro umístění EMG senzoru neposkytují nejlepší signál z hlediska velikosti amplitudy (Sacco et al. 2009). V této práci jsme zvolili doporučení SENIAM ohledně umístění EMG senzoru na povrch kůže nad svalem, neboť je aktuálně používanou normou, která umožňuje srovnání napříč experimentálními pracemi (Stegeman a Hermens 1998; Hermens et al. 2000). Konzistentní umístění EMG senzorů na povrch kůže bylo trénováno, přesto naměřená data z následných měření po odejmutí a novém umístění EMG senzoru indikují, že i přes dodržení postupu umístění elektrod podle doporučení SENIAM (Stegeman a Hermens 1998; Hermens et al. 2000) je naměřený EMG signál značně variabilní (tabulka 2), a tudíž existují jiné faktory, které jsou zodpovědné za variabilitu EMG signálu.

EMG signál je variabilní během jednoho dne i mezi dny, a tak se může lišit nejen mezi jedinci, ale i v rámci jedince (Halaki a Ginn 2012). Interindividuální a intraindividuální rozdíly souvisí s fyziologickými, anatomickými a biochemickými charakteristikami svalů, které jsou řazeny mezi vnitřní faktory ovlivňující EMG signál (De Luca 1997; Halaki a Ginn 2012). Vnitřní faktory nelze přímo kontrolovat měřící osobou (De Luca 1997; Halaki a Ginn 2012). Charakteristiky svalových vláken jsou řazeny mezi vnitřní faktory, například z jakých svalových vláken je sval složen (určuje rychlost inervace svalového vlákna a synchronizaci svalových vláken v produkci síly), průměr svalového vlákna (ovlivňuje rychlost vedení akčního potenciálu po membráně svalového vlákna), mechanické interakce mezi svalovými vlákny, a jak hluboko pod povrchem kůže jsou aktivní vlákna svalu (ovlivňuje prostorové filtrování hrubého EMG signálu; De Luca 1997; Merletti a Parker 2004; Halaki a Ginn 2012). Dále se mezi vnitřní faktory řadí počet aktivních motorických jednotek pod povrchem EMG senzoru, protože pouze aktivní motorické jednotky přispívají do velikosti amplitudy hrubého EMG signálu v čase měření, a dále jak jsou motorické jednotky stabilní z hlediska zapojení do celkové pohybové aktivity svalu (De Luca 1997; Halaki a Ginn 2012). Dalšími vnitřními faktory jsou rychlost průtoku krve svalem (určuje rychlost výměny metabolitů mezi svalem a krví), objem a typ tkáně mezi povrchem elektrody a svalem (ovlivňuje impedanci tkání neboli

celkový elektrický odpor mezi pokožkou a elektrodou měnící elektrický proud generovaný na membráně svalů; Lawler, Davis a Griffith 1960), a také jevy probíhající na membráně buněk, zahrnující výměny iontů a depolarizace (De Luca 1997; Halaki a Ginn 2012). Důležitým vnitřním faktorem je také rychlost přenosu akčního potenciálu mezi svalem a neuronem, s kterou mimo jiné souvisí doba trvání šíření akčních potenciálů po membránách motorických jednotek (De Luca 1997). Vnitřní faktory budou vždy generovat určitou míru variability, a proto jsme se drželi doporučení SENIAM (Hermens et al. 2000). Některé z vnitřních faktorů jsme částečně kontrolovali ovlivněním vnějších faktorů spojených s elektrodou EMG senzoru a nastavením experimentu. Kroky ke snížení variability EMG signálu spočívali v úpravě povrchu pokožky tak, abychom získali stabilní EMG signál bez artefaktů- Pokožku jsme zbavili ochlupení a očistili alkoholem, aby byl umožněn kontakt mezi vodivým povrchem elektrod EMG senzoru a pokožkou, a tak jsme snížili impedanci pokožky. Veškerá data jsme naměřili v jeden den, abychom zamezili vlivům odlišných fyziologických nastavení jedince.

5.2.3. EMG signál v závislosti na soustředění jedince

Dalším limitem práce je závislost naměřeného EMG signálu na provedení pohybu. Je zřejmé, že naměřený EMG signál přímo odpovídá prováděné pohybové aktivitě, protože svaly dolních končetin jsou aktivovány nervovými impulsy, které mohou být změněny zpětnou vazbou z proprioreceptorů a dalších mechanoreceptorů za účelem adaptace pohybu na vnější změny (Burke, Dickson a Skuse 1991; Hasan 1992; Windhorst 2007). Ovšem existují evidence o změně velikosti amplitudy EMG signálu v závislosti na vnitřních změnách v nervových impulsech souvisejících se soustředěním jedince na prováděný pohyb (Zachry et al. 2005; Wulf et al. 2010). Autoři práce Zachry et al. (2005) zkoumali střelbu na basketbalový koš u 6 žen a 8 mužů s alespoň jedním rokem tréninku basketbalu. Jedinci stáli připraveni v pozici pro střelbu na basketbalový koš a jejich úkolem bylo soustředit se v prvním případě na pohyb zápěstí při střelbě basketbalového míče a v druhém případě se soustředili na basketbalový koš (Zachry et al. 2005). Během experimentu Zachry et al. (2005) měřili EMG signály a zjistili, že když se jedinci soustředí na provedení pohybu, v jejich případě na pohyb zápěstí, tak je amplituda EMG signálů vyšší než když se jedinci soustředí na výsledek pohybu, jako třeba na přesnou střelbu basketbalového míče na basketbalový koš (Zachry et al. 2005). Podobné závěry byly pozorovány u svalů dolních končetin v práci Wulf

et al. (2010), kde na 5 ženách a 3 mužích měřili EMG aktivitu svalů při výskoku. Jedinci se soustředili buď na konečky prstů ruky, nebo na dotykové body umístěné v různé výšce na měřicím přístroji (Wulf et al. 2010). EMG signál svalů dolních končetin byl nižší a výška výskoku byla vyšší, když se jedinci soustředili na dotykový bod na měřicím přístroji (Wulf et al. 2010). I přes zlepšení pohybové dovednosti při soustředění jedince na výsledek pohybu může existovat limit, při kterém nedochází k dalšímu zlepšení pohybové dovednosti, a to u trénovaných jedinců (Wulf 2008). V rámci našeho experimentu jsme nezkoumali vliv soustředění jedince na provedení pohybu nebo na výsledek pohybu, ovšem nastavili jsme experiment tak, aby byl zachován přirozený pohyb, který tanečníci pravidelně trénují. V souvislosti s vlivem soustředění jsme vybrali základní pohyb reprezentující choreografii tance Cha-cha-cha, který byl zatancován párově v daném tempu 128 bpm, a tak se tanečníci soustředili na pohyb v páru a na provedení kroků v daném tempu. Pokud by vliv soustředění na prováděný pohyb byl zanedbatelný u trénovaných jedinců, pak by bylo vhodné izolovat cyklickou sérii pouze na latinské křížení reprezentující bilaterálně asymetrický pohybový vzorec dolních končetin.

5.2.4. Volba normalizační metody

Další úskalí práce spočívá v metodě normalizace amplitudy EMG signálu, konkrétně v referenční EMG hodnotě normalizační metody *mean dynamic method* (MD). V této práci prezentujeme výsledky svalové aktivity dolních končetin z chůze a tance normalizované podle metody MD, která se jeví jako metoda s lepší opakovatelností měření dynamického pohybu ve srovnání s metodou *maximum voluntary contraction* (MVC). Nicméně metoda MD v jádru normalizačního procesu používá průměrnou svalovou aktivitu chůze jako referenční EMG hodnotu, a tak jsou prezentované výsledky závislé na bilaterální symetrii svalové aktivity dolních končetin při chůzi.

Obecná limitace normalizace k jakémukoli dynamickému pohybu ve srovnání s MVC normalizační metodou vězí ve fixním umístění EMG senzoru na povrchu kůže nad svaem (De Luca 1997; Soderberg a Knutson 2000). V dynamickém pohybu na rozdíl od izometrického pohybu dochází ke změně koncentrace svalové hmoty pod měřicí plochou EMG senzoru a ve sledované oblasti může být změřeno větší množství akčních potenciálů membrán motorických jednotek (De Luca 1997; Soderberg a Knutson 2000). Tento problém byl do určité míry vyřešen prostorovou filtrací hrubého EMG signálu na úrovni EMG senzoru, protože vzdálenost mezi elektrodami EMG senzoru je zafixována

na 10 mm. EMG senzor tak snímal pouze EMG signály lokalizované v těsné blízkosti EMG senzoru pod povrchem kůže.

Dalším limitem normalizace k dynamické kontrakci je, že rychlost dynamického pohybu může do jisté míry ovlivnit získanou referenční hodnotu pro normalizaci, neboť pomalé rychlosti pohybových aktivit jsou více reaktivní na individuální pohybové vzorce a biomechanické vlastnosti pohybu (Shiavi, Bugle a Limbird 1987). Při vyšších rychlostech dynamického pohybu převládne vliv obecného motorického programování, který je společný pro všechny jedince, nad vlivem individuálním (Shiavi, Bugle a Limbird 1987). Nicméně vyšší rychlosti s sebou přináší i vyšší zátěž z hlediska antero-posteriorních reakčních sil dolních končetin, v kterých při vyšších rychlostech chůze byly pozorovány bilaterální asymetrie (Seeley, Umberger a Shapiro 2008). Normalizovali jsme k průměrné svalové aktivitě dolních končetin chůze, která nebyla preferovaná, protože vyžadovala od jedince dodržení tempa 128 bpm, a zároveň se nejednalo o rychlou chůzi, a tak by mohla stále být obecně platnou symetrickou referenční EMG hodnotou.

Chůze je velmi často zkoumaným pohybem z hlediska bilaterálních asymetrií svalové aktivity dolních končetin (Arsenault, Winter a Marteniuk 1986b; Öunpuu a Winter 1989; Pierotti et al. 1991; Olree a Vaughan 1995; Courtine a Schieppati 2003; Sadeghi 2003). Chůze normalizovaná podle MVC byla zkoumána v pracích Arsenault, Winter a Marteniuk (1986b) a Öunpuu a Winter (1989), kde autoři upozorňují na přítomnost individuálních bilaterálních asymetrií svalové aktivity dolních končetin, které mohou zaniknout při sdružení jedinců dohromady. V této práci jsme také pozorovali individuální bilaterální asymetrie svalové aktivity dolních končetin při chůzi, přestože jsme chůzi normalizovali podle MD, a při sdružení jedinců dohromady jsme pozorovali bilaterální symetrie svalové aktivity dolních končetin (tabulka 8, tabulka 9). Ovšem je třeba brát v potaz, že chůze, jak jsme znázornili v tabulce 10, je relativně variabilní vůči pohybové aktivitě tance Cha-cha-cha. Individuální rozdíly mezi bilaterálně zkoumanými svaly mohou být důsledkem mechanismů sloužících k adaptaci pohybu na vnější prostředí (Bartlett, Wheat a Robins 2007), respektive mohou být důsledkem kompenzačních mechanismů pohybu (Sadeghi 2003). Dolní končetiny jako celek mohou být vystaveny symetrické zátěži (Hamill et al. 1983; Seeley, Umberger a Shapiro 2008) a individuální rozdíly nepostačují k vyvrácení hypotézy bilaterální symetrie biomechanických proměnných dolních končetin (Seeley, Umberger a Shapiro 2008).

Alternativní možností normalizace by mohla být metoda normalizace podle MVC za předpokladu, že jedinec je schopen vyvinout skutečně maximální sílu svaly dolních končetiny, ale i u této metody může dojít k produkci bilaterálně asymetrických referenčních EMG hodnot (Arsenault, Winter a Marteniuk 1986b; Ōunpuu a Winter 1989; Simon a Ferris 2008). Normalizační metoda MVC používá referenční hodnotu ze svalového testu, v kterém je prováděna maximální izometrická kontrakce za účelem vyvinutí maximální možné síly daným svalem (Hermens et al. 2000). Nicméně netrénovaný jedinec v provedení maximálních izometrických kontrakcí může vyvinout sílu, která je zhruba o 20–40 % menší než je skutečná maximální síly svalu (Soderberg a Knutson 2000). Jedinec tak může při svalovém testu vyvinout maximální sílu na jedné dolní končetině, zatímco na kontralaterální dolní končetině nevygeneruje maximální sílu a při aplikaci referenční hodnoty na dynamický pohyb s bilaterálně symetrickou zátěží dolních končetin dojde k vytvoření zdánlivých bilaterálních asymetrií svalové aktivity dolních končetin. Dalším problémem normalizace podle MVC je aplikace referenční hodnoty ze svalového testu na dynamický pohyb, kdy může dojít k přesáhnutí 100 % identifikované maximální síly (Halaki a Ginn 2012). Pokud bychom tedy chtěli normalizovat podle MVC, tak je zapotřebí jedince vytrénovat v provádění maximálních izometrických kontrakcích (Soderberg a Knutson 2000) a aplikovat referenční EMG hodnotu svalového testu na pomalý dynamický pohyb (Burden 2010; Ball a Scurr 2012).

Obě metody normalizace amplitudy EMG signálu, MD i MVC, mohou produkovat bilaterálně asymetrické referenční EMG hodnoty (Arsenault, Winter a Marteniuk 1986b; Ōunpuu a Winter 1989; Simon a Ferris 2008). Přestože se normalizační metoda MD jeví jako metoda s lepší opakovatelností měření dynamického pohybu ve srovnání s metodou MVC (tabulka 2), je třeba interpretovat výsledky svalové aktivity dolních končetin při chůzi a tanci s obezřetností, protože individuální chůze je používána v jádru normalizace MD. Referenční EMG hodnota naměřená při chůzi s bilaterálně symetrickými pohybovými vzorci se může lišit mezi kontralaterálními dolními končetinami, a tak pozorované tendence bilaterálních asymetrií svalové aktivity dolních končetin v tanci Cha-cha-cha mohou být ovlivněny lokální variabilitou ve svalové aktivitě dolních končetin při chůzi.

5.3. Vliv tréninku na variabilitu chůze a tance

V této práci jsme se soustředili i na vliv opakování (tréninku) pohybu na variabilitu pohybu vyjádřenou %CV v souvislosti s tréninkem pohybových vzorců. Ve studii Stöggl et al. (2010) pozorovali snížení variability biomechanických proměnných v souvislosti s tréninkem (Stöggl et al. 2010). V hypotéze H4 jsme očekávali, že známý pohyb jako je chůze bude vykazovat nízkou míru variability ve srovnání s tancem, protože je denně praktikovanou činností. Nicméně data v tabulce 10 naznačují, že chůze je oproti tanci (normálnímu i zrcadlovému pohybu) více variabilní.

Větší variabilita v chůzi může být způsobena tím, že variabilita pohybu slouží jako ochrana proti nečekaným zvrátům v prostředí a minimalizuje riziko vzniku zranění změnou koordinace pohybu a pohybu samotného, a tak má funkční význam (Bartlett, Wheat a Robins 2007). Soutěžní tanec oproti chůzi vyžaduje přesné provedení pohybu, a tak je možné sledovat nižší míru variability oproti chůzi, ovšem lze předpokládat, že přerušením tanečního pohybu v rámci týdnů dojde k návratu míry variability na úroveň fyziologické variability v chůzi, obdobně jako došlo ke snížení EMG a síly po silovém tréninku v pracích Häkkinen et al. (1985a); Häkkinen et al. (1985b) a Komi (1986). Ovšem nízká variabilita tanečního pohybu nemusí být způsobena tréninkem, ale použitím 10 různých kroků v rámci tanečního cyklu, zatímco v chůzi jsme použili 2 kroky. Shiavi, Frigo, a Pedotti (1998) zjistili, že při zahrnutí většího počtu cyklů chůze do analýzy pohybu dochází ke snížení variability EMG profilu chůze (Shiavi, Frigo, a Pedotti 1998), obdobně by mohlo dojít ke snížení variability EMG signálu chůze při zahrnutí 10 kroků do jednoho tanečního cyklu. Hypotézu H4 tedy zamítáme v jejím původním znění, ovšem princip vlivu tréninku na snížení variability nezamítáme.

6. Závěr

Cílem práce bylo naměřit a popsat míru bilaterální asymetrie svalové aktivity na dolních končetinách v pohybové aktivitě tance Cha-cha-cha za použití metody povrchové elektromyografie. Tanec Cha-cha-cha je pohybem s bilaterálně asymetrickými pohybovými vzorci dolních končetin, které se projeví mírou bilaterálních asymetrií svalové aktivity dolních končetin, ovšem směr bilaterálních asymetrií je nekonzistentní u většiny pozorovaných svalů. Bilaterální asymetrie svalové aktivity dolních končetin se jeví jako svalově specifické a prozkoumání celé skupiny svalů tvořící daný pohyb by mohlo odhalit bilaterální asymetrie dolních končetin jako celku, nicméně svalově

specifické bilaterální asymetrie nestačí k vyvrácení předpokladů bilaterálních symetrií dolních končetin, a proto k našemu nejlepšímu vědění zůstává otevřena možnost bilaterální symetrie dolních končetin při provádění bilaterálně symetrických vzorců. Ovšem naše data podporují závislost EMG signálu svalů dolních končetin na prováděném pohybu, kdy bilaterálně asymetrické pohybové vzorce vyžadují k jejich provedení bilaterálně asymetrickou svalovou aktivitu mezi svaly dolních končetin.

Předpokládali jsme, že směr bilaterálních asymetrií svalové aktivity dolních končetin při normálním pohybu ve srovnání s adekvátním zrcadlovým pohybem odhalí původ bilaterálních asymetrií svalové aktivity dolních končetin, nicméně výsledky nebyly konzistentní. Přesto se v rámci statisticky signifikantních hodnot svalové aktivity dolních končetin objevily tendence při porovnání směru bilaterálních asymetrií svalů dolních končetin mezi adekvátními pohyby, které podporují hypotézu, že bilaterální asymetrie svalové aktivity dolních končetin jsou způsobeny tréninkem, respektive opakováním bilaterálně asymetrických pohybových vzorců dolních končetin. Svaly dolních končetin tak generovaly vyšší EMG signál při provedení normálního pohybu adekvátnímu k zrcadlovému. Výsledky srovnání variability chůze a tance částečně podporují hypotézu vlivu tréninku na míru bilaterálních asymetrií svalové aktivity dolních končetin. Pozorovali jsme při srovnání variability chůze a tance, že tanec byl méně variabilní oproti chůzi, nejspíše důsledkem tréninku, ovšem další studie jsou nutné k potvrzení tohoto předpokladu.

V opozici k odhalení faktoru tréninku jako původce bilaterálních asymetrií svalové aktivity dolních končetin stojí *m. tibialis anterior*, u kterého jsme pozorovali konzistentně vyšší EMG aktivitu na levé dolní končetině, což poukazuje na možný faktor laterality mozku a preference dolní končetiny. Faktor preference dolních končetin může být specifický pro svaly způsobující pohyby nohy a nejspíše se během lokomoce projeví nižšími hodnotami EMG signálu u svalů dolních končetin, které nepřispívají velkou silou v tvorbě pohybu, jako třeba *m. tibialis anterior*.

Tanec Cha-cha-cha se celkově jeví jako bilaterálně asymetrický pohyb z hlediska svalové aktivity, zatímco chůze se chová symetricky z hlediska svalové aktivity. Bilaterální asymetrie svalové aktivity dolních končetin jsou nejspíše pohybově specifický jev a pro odhalení, respektive vyvrácení možných jiných původů jejich vzniku, jako je vliv preference dolních končetin, jsou zapotřebí další experimentální data.

7. Bibliografie

- Adamson, M., Macquaide N., Helgerud J., Hoff J. a Kemi O. J., 2008. Unilateral Arm Strength Training Improves Contralateral Peak Force and Rate of Force Development. *European Journal of Applied Physiology* 103(5): 553–559.
- Albertus-Kajee, Y., Tucker R., Derman W. a Lambert M., 2010. Alternative Methods of Normalising EMG during Cycling. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology* 20(6): 1036–1043.
- Albertus-Kajee, Y., Tucker, R., Derman, W., Lamberts, R. P. a Lambert M., 2011. Alternative Methods of Normalising EMG during Running. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 21(4): 579–586.
- Allison, G. T., Marshall R. N. a Singer K. P., 1993. EMG Signal Amplitude Normalization Technique in Stretch-Shortening Cycle Movements. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology* 3(4): 236–244.
- Amunts, K., Schlaug, G., Schleicher, A., Steinmetzet, H., Dabringhaus, A., Roland, P. E. a Zilles, K., 1996. Asymmetry in the Human Motor Cortex and Handedness. *NeuroImage* 4(3 Pt 1): 216–222.
- Amunts, K., Schlaug, G., Jäncke, L., Steinmetzet, H., Schleicher, A., Dabringhaus, A. a Zilles, K., 1997. Motor Cortex and Hand Motor Skills: Structural Compliance in the Human Brain. *Human Brain Mapping* 5(3): 206–215.
- Annett, M., 1994. Handedness as a Continuous Variable with Dextral Shift: Sex, Generation, and Family Handedness in Subgroups of Left- and Right-Handers. *Behavior Genetics* 24(1): 51–63.
- Annett, M., 1996. Laterality and Types of Dyslexia. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews* 20(4): 631–636.

- Armstrong, R. A., 2014. When to Use the Bonferroni Correction. *Ophthalmic and Physiological Optics* 34(5): 502–508.
- Arsenault, A.B., Winter, D.A. a Marteniuk, R.G., 1986a. Is There a “normal” profile of EMG Activity in Gait? *Medical and Biological Engineering and Computing* 24(4): 337–343.
- Arsenault, A.B., Winter, D.A. a Marteniuk, R.G., 1986b. Bilateralism of EMG Profiles in Human Locomotion. *American Journal of Physical Medicine* 65(1): 1–16.
- Auerbach, B, a Ruff C., 2006. Limb Bone Bilateral Asymmetry: Variability and Commonality among Modern Humans. *Journal of Human Evolution* 50(2): 203–218.
- Ball, K. A., 2011. Kinematic Comparison of the Preferred and Non-Preferred Foot Punt Kick. *Journal of Sports Sciences* 29(14): 1545–1552.
- Ball, N. a Scurr, J., 2012. Electromyography Normalization Methods for High Velocity Muscle Actions: Review and Recommendations. *Journal of Applied Biomechanics* 29: 600–608.
- Bangsbo, J., 1994. The Physiology of Soccer--with Special Reference to Intense Intermittent Exercise. *Acta Physiologica Scandinavica. Supplementum* 619: 1–155.
- Bangsbo, J., Mohr, M. a Krstrup, P., 2006. Physical and Metabolic Demands of Training and Match-Play in the Elite Football Player. *Journal of Sports Sciences* 24(7): 665–674.
- Bartlett, R., Wheat, J. a Robins, M., 2007. Is Movement Variability Important for Sports Biomechanists? *Sports Biomechanics* 6(2): 224–243.
- Bender, R. a Lange, S., 2001. Adjusting for Multiple Testing—when and How? *Journal of Clinical Epidemiology* 54(4): 343–349.

- Benoit, D. L., Lamontagne, M., Cerulli, G. a Liti, A., 2003. The Clinical Significance of Electromyography Normalisation Techniques in Subjects with Anterior Cruciate Ligament Injury during Treadmill Walking. *Gait & Posture* 18(2): 56–63.
- Blanksby, B. A. a Reidy, P. W., 1988. Heart Rate and Estimated Energy Expenditure during Ballroom Dancing. *British Journal of Sports Medicine* 22(2): 57–60.
- Booth, A. E., Pinto J., a Bertenthal B. I., 2002. Perception of the Symmetrical Patterning of Human Gait by Infants. *Developmental Psychology* 38(4): 554–563.
- Boyer, K. A. a Nigg, B. N., 2004. Muscle Activity in the Leg Is Tuned in Response to Impact Force Characteristics. *Journal of Biomechanics* 37(10): 1583–1588.
- Burden, A., 2010. How Should We Normalize Electromyograms Obtained from Healthy Participants? What We Have Learned from over 25 Years of Research. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology* 20(6): 1023–1035.
- Burden, A. M., Trew, M., a Baltzopoulos, V., 2003. Normalisation of Gait EMGs: A Re-Examination. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 13(6): 519–532.
- Burke, D., Dickson, H. G. a Skuse N. F., 1991. Task-Dependent Changes in the Responses to Low-Threshold Cutaneous Afferent Volleys in the Human Lower Limb. *The Journal of Physiology* 432: 445.
- Cappellini, G., Ivanenko, Y. P., Poppele, R. E. a Lacquaniti, F., 2006. Motor Patterns in Human Walking and Running. *Journal of Neurophysiology* 95(6): 3426–3437.
- Carey, D. P., Smith, G., Smith, D. T., Shepherd, J. W., Skriver, J., Ord, L. a Rutland, A., 2001. Footedness in World Soccer: An Analysis of France '98. *Journal of Sports Sciences* 19(11): 855–864.
- Carling, C., 2010. Analysis of Physical Activity Profiles When Running with the Ball in a Professional Soccer Team. *Journal of Sports Sciences* 28(3): 319–326.

- Chavet, P., Lafortune, M. A. a Gray, J. R., 1997. Asymmetry of Lower Extremity Responses to External Impact Loading. *Human Movement Science* 16(4): 391–406.
- Chen, C-H, Nevo, E., Fetters, B., Pak, P. H., Yin, F. C. P., Maughan, W. L. a Kass, D. A., 1997. Estimation of Central Aortic Pressure Waveform by Mathematical Transformation of Radial Tonometry Pressure Validation of Generalized Transfer Function. *Circulation* 95(7): 1827–1836.
- Chin, M. K., So, R. C., Yuan, Y. W., Li, R. C. a Wong, A. S., 1994. Cardiorespiratory Fitness and Isokinetic Muscle Strength of Elite Asian Junior Soccer Players. *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness* 34(3): 250–257.
- Chopp, J. N., Fischer S. L. a Dickerson, C. R., 2010. On the Feasibility of Obtaining Multiple Muscular Maximal Voluntary Excitation Levels from Test Exertions: A Shoulder Example. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 20(5): 896–902.
- Christensen, M. S., Lundbye-Jensen, J., Geertsen, S. S., Petersen, T. H., Paulson, O. B. a Nielsen, J. B., 2007. Premotor Cortex Modulates Somatosensory Cortex during Voluntary Movements without Proprioceptive Feedback. *Nature Neuroscience* 10(4): 417-419.
- Cigali, B. S., Ulucam, E., Yilmaz, A. a Cakiroglu, M., 2004. Comparison of Asymmetries in Ground Reaction Force Patterns between Normal Human Gait and Football Players. *Biology of Sport* 21(3): 241–248.
- Clarac, F., Cattaert, D. a Le Ray, D., 2000. Central Control Components of a “simple” stretch Reflex. *Trends in Neurosciences* 23(5): 199–208.
- Courtine, G. a Schieppati, M., 2003. Human Walking along a Curved Path. II. Gait Features and EMG Patterns. *European Journal of Neuroscience* 18(1): 191–205.
- Cronin, N. J., Barrett R. S. a Carty C. P., 2012. Long-Term Use of High-Heeled Shoes Alters the Neuromechanics of Human Walking. *Journal of Applied Physiology* 112(6): 1054–1058.

- Čuk, T. a Leben-Seljak, P., 2001. Lateral Asymmetry of Human Long Bones. *Variability and Evolution* 9: 19–32.
- Cutsem, M., Duchateau, J. a Hainaut, K., 1998. Changes in Single Motor Unit Behaviour Contribute to the Increase in Contraction Speed after Dynamic Training in Humans. *The Journal of Physiology* 513(1): 295–305.
- Daly, A., 1987. Classical Ballet: A Discourse of Difference. *Women & Performance: A Journal of Feminist Theory* 3(2): 57–66.
- Dauty, M. a Potiron-Josse, M., 2004. Correlation and Differences of Performance between Soccer Players, Professional, Young Players and Amateurs, from the 10-Meters Sprint Test and Knee Isokinetic Assessment. *Science & Sports* 19: 75–79.
- De Luca, C., 1997. The Use of Surface Electromyography in Biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics* 13(2): 135–163..
- De Luca, C. J., Gilmore, L. D., Kuznetsov, M. a Roy, S. H., 2010. Filtering the Surface EMG Signal: Movement Artifact and Baseline Noise Contamination. *Journal of Biomechanics* 43(8): 1573–1579.
- Delsys, Inc., N.d. Trigno™ Standard Sensor. Delsys, Inc. <http://www.delsys.com/products/emg-auxiliary-sensors/std-sensor/>, accessed August 10, 2016
- Duysens, J. a Van de Crommert, H. W. A. A, 1998. Neural Control of Locomotion; Part 1: The Central Pattern Generator from Cats to Humans. *Gait & Posture* 7(2): 131–141.
- Elliott, A. C. a Linda, S. H., 2011. Macro Implementation of a Multiple Comparison Post Hoc Test for a Kruskal–Wallis Analysis. *Computer Methods and Programs in Biomedicine* 102(1): 75–80.
- Ergün, M., İşlegen, C. a Taşkıran, E., 2004. A Cross-Sectional Analysis of Sagittal Knee Laxity and Isokinetic Muscle Strength in Soccer Players. *International Journal of Sports Medicine* 25(8): 594–598.

- Evans, A. L., Duncan, G., a Gilchrist, W., 1991. Recording Accelerations in Body Movements. *Medical & Biological Engineering & Computing* 29(1): 102–104.
- Falls, H. B. a Humphrey L. D., 1976. Energy Cost of Running and Walking in Young Women. *Medicine and Science in Sports* 8(1): 9–13.
- Farina, D., Merletti, R. a Enoka, R.M., 2004. The Extraction of Neural Strategies from the Surface EMG. *Journal of Applied Physiology* 96(4): 1486–1495.
- Feinstein, B., Lindegard, B., Nyman, E. a Wohlfart, G., 1955. Morphologic Studies of Motor Units in Normal Human Muscles. *Acta Anatomica* 23(2): 127–142.
- Ferrario, V. F., Turci, M., Lovecchio, N., Shirai, Y. F. a Sforza C., 2007. Asymmetry of the Active Nonweightbearing Foot and Ankle Range of Motion for Dorsiflexion-Plantar Flexion and Its Coupled Movements in Adults. *Clinical Anatomy* 20(7): 834–842.
- Florimond, V., 2009. The Basics of Surface Electromyography Applied to Physical Rehabilitation and Biomechanics. *Thought Technology Montreal, Canada: Thought Technology Ltd.*
- Forczek, W. a Staszkievicz, R., 2012. An Evaluation of Symmetry in the Lower Limb Joints During the Able-Bodied Gait of Women and Men. *Journal of Human Kinetics* 35(1).
- Forssberg, H., 1986. A Developmental Model of Human Locomotion. *In Neurobiology of Vertebrate Locomotion* Pp. 485–501. Wenner-Gren Center International Symposium Series. Palgrave Macmillan UK.
- Fousekis, K., Tsepis, E. a Vagenas, G., 2010. Lower Limb Strength in Professional Soccer Players: Profile, Asymmetry, and Training Age. *Journal of Sports Science and Medicine* 9: 364–373.
- Frutuoso, A. S., Diefenthaler, F., Vaz, M. A. a de la Rocha Freitas, C., 2016. Lower Limb Asymmetries in Rhythmic Gymnastics Athletes. *International Journal of Sports Physical Therapy* 11(1): 34–43.

- Fudge, B. W., Wilson, J., Easton, C., Irwin, L., Clark, J., Haddow, O., Kayser, B. a Pitsiladis, Y. P., 2007. Estimation of Oxygen Uptake during Fast Running Using Accelerometry and Heart Rate: *Medicine & Science in Sports & Exercise* 39(1): 192–198.
- Gabbard, C. a Hart, S., 1996. A Question of Foot Dominance. *The Journal of General Psychology* 123(4): 289–296.
- Ghori, G. M. U. a Luckwill, R. G., 1985. Responses of the Lower Limb to Load Carrying in Walking Man. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology* 54(2): 145–150.
- Gilbert, A. N. a Wysocki, C. J., 1992. Hand Preference and Age in the United States. *Neuropsychologia* 30(7): 601–608.
- Gstöttner, M., Neher, A., Scholtz, A., Millonig, M., Lember, S. a Raschner, C., 2009. Balance Ability and Muscle Response of the Preferred and Nonpreferred Leg in Soccer Players. *Motor Control* 13(2): 218–31.
- Gür, H., Akova, B., Pündük, Z. a Küçükoğlu, S., 1999. Effects of Age on the Reciprocal Peak Torque Ratios during Knee Muscle Contractions in Elite Soccer Players. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports* 9(2): 81–87.
- Haaland, E. a Hoff, J., 2003. Non-Dominant Leg Training Improves the Bilateral Motor Performance of Soccer Players. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports* 13(3): 179–184.
- Häkkinen, K., Alén, M., a Komi, P. V., 1985. Changes in Isometric Force- and Relaxation-Time, Electromyographic and Muscle Fibre Characteristics of Human Skeletal Muscle during Strength Training and Detraining. *Acta Physiologica Scandinavica* 125(4): 573–585.
- Häkkinen, K., Komi, P. V. a Alén, M., 1985. Effect of Explosive Type Strength Training on Isometric Force- and Relaxation-Time, Electromyographic and Muscle Fibre

Characteristics of Leg Extensor Muscles. *Acta Physiologica Scandinavica* 125(4): 587–600.

Halaki, M. a Ginn, K., 2012. Normalization of EMG Signals: To Normalize or Not to Normalize and What to Normalize To? *In* Computational Intelligence in Electromyography Analysis - A Perspective on Current Applications and Future Challenges. Ganesh R. Naik, ed. InTech.

Hamill, J., Bates, B.T., Knutzen, K.M. a Sawhill, J.A., 1983. Variations in Ground Reaction Force Parameters at Different Running Speeds. *Human Movement Science* 2(1): 47–56.

Hamner, S. R. a Delp, S. L., 2013. Muscle Contributions to Fore-Aft and Vertical Body Mass Center Accelerations over a Range of Running Speeds. *Journal of Biomechanics* 46(4): 780–787.

Hart, A., 2001. Mann-Whitney Test Is Not Just a Test of Medians: Differences in Spread Can Be Important. *BMJ* 323(7309): 391–393.

Hasan, Z., 1992. Role of Proprioceptors in Neural Control. *Current Opinion in Neurobiology* 2(6): 824–829.

Hermens, H. J., Freriks, B., Disselhorst-Klug, C. a Rau, G., 2000. Development of Recommendations for SEMG Sensors and Sensor Placement Procedures. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology* 10(5): 361–374.

Hermens, H. J., Freriks, B., Merletti, R., Stegeman, D., Blok, J., Rau, G., Disselhorst-Klug, C. a Hägg, G., 1999. European Recommendations for Surface Electromyography. *Roessingh Research and Development* 8(2): 13–54.

Hollands, M. A., Sorensen, K. L. a Patla, A. E., 2001. Effects of Head Immobilization on the Coordination and Control of Head and Body Reorientation and Translation during Steering. *Experimental Brain Research* 140(2): 223–233.

- Hortobágyi, T., Lambert, N. J. a Hill, J. P., 1997. Greater Cross Education Following Training with Muscle Lengthening than Shortening. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 29(1): 107–112.
- Hsu, H. a Lachenbruch, P.A., 2008. Paired T Test. *Wiley Encyclopedia of Clinical Trials*.
- Hubley-Kozey, C.L. a Smits, E., 1998. Quantifying Synergist Activation Patterns during Maximal Plantarflexion Using an Orthogonal Expansion Approach. *Human Movement Science* 17(3): 347–365.
- Hugdahl, K., 2005. Symmetry and Asymmetry in the Human Brain. *European Review* 13(Supplement S2): 119–133.
- Hugdahl, K. a Westerhausen, R., 2010. *The Two Halves of the Brain: Information Processing in the Cerebral Hemispheres*. Cambridge, Mass: MIT Press.
- Jensen, R., Fuglsang-Frederiksen, A. a Olesen, J., 1993. Quantitative Surface EMG of Pericranial Muscles. Reproducibility and Variability. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology/Evoked Potentials Section* 89(1): 1–9.
- Jian, Y. D., Winter, A., Ishac, M. G. a Gilchrist, L., 1993. Trajectory of the Body COG and COP during Initiation and Termination of Gait. *Gait & Posture* 1(1): 9–22.
- Kato, Y. a Asami, T., 1998. Difference in Stimulus-Response Compatibility Effect in Premotor and Motor Time between Upper and Lower Limbs. *Perceptual and Motor Skills* 87(3): 939–946.
- Kelly, R.E., 2001. Tripedal Knuckle-Walking: A Proposal for the Evolution of Human Locomotion and Handedness. *Journal of Theoretical Biology* 213(3): 333–358.
- Kiehn, O., 2006. Locomotor Circuits in the Mammalian Spinal Cord. *Annual Review of Neuroscience* 29: 279–306.
- Kirtley, C., 2006. *Clinical Gait Analysis: Theory and Practice*. Elsevier Health Sciences.
- Knutson, L. M., Soderberg, G. L., Ballantyne, B. T. a Clarke, W. R., 1994. A Study of Various Normalization Procedures for within Day Electromyographic Data.

Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology 4(1): 47–59.

Komi, P. V., 1986. Training of Muscle Strength and Power: Interaction of Neuromotoric, Hypertrophic, and Mechanical Factors. *International Journal of Sports Medicine* 7(S 1): S10–S15.

Komi, P. V., 2003. *Strength and Power in Sport*. 2. ed., reprinted. The Encyclopaedia of Sports Medicine, in collabor. with the International Federation of Sports Medicine ; Vol. 3. Oxford: Blackwell Science.

Konrad, P., 2005. *The Abc of Emg. A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography* 1.

Kruskal, W. H. a Wallis, W. A., 1952. Use of Ranks in One-Criterion Variance Analysis. *Journal of the American Statistical Association* 47(260): 583.

Laird, W., 1983. *Technique of Latin Dancing*. Sportshelf & Soccer Associates.

Larson, S. G. a Stern, J. T., 2007. Humeral Retractor EMG during Quadrupedal Walking in Primates. *Journal of Experimental Biology* 210(7): 1204–1215.

Lawler, J. C., Davis, M. J. a Griffith, E. C., 1960. Electrical Characteristics of the Skin. The Impedance of the Surface Sheath and Deep Tissues. *The Journal of Investigative Dermatology* 34: 301–308.

Lazenby, R., 2002. Skeletal Biology, Functional Asymmetry and the Origins of “Handedness.” *Journal of Theoretical Biology* 218(1): 129–138.

Lee, K. H., Matteliano, A., Medige, J. a Smiehorowski, T., 1987. Electromyographic Changes of Leg Muscles with Heel Lift: Therapeutic Implications. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 68(5 Pt 1): 298–301.

Lee, K. H., Shieh, J. C., Matteliano, A. a Smiehorowski, T., 1990. Electromyographic Changes of Leg Muscles with Heel Lifts in Women: Therapeutic Implications. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 71(1): 31–33.

- Lieberman, D. E. 1997. Making Behavioral and Phylogenetic Inferences from Hominid Fossils: Considering the Developmental Influence of Mechanical Forces. *Annual Review of Anthropology*: 185–210.
- Lieberman, D. E., Castillo, E. R., Otarola-Castillo, E., Sang, M. K., Sigei, T. K., Ojiambo, R., Okutoyi, P., Pitsiladis, Y. a Balasubramaniam, R., 2015. Variation in Foot Strike Patterns among Habitually Barefoot and Shod Runners in Kenya. Ramesh Balasubramaniam, ed. *PLOS ONE* 10(7): e0131354.
- Liikavainio, T., Bragge, T., Hakkarainen, M., Karjalainen, P. A a Arokoski, J. P., 2010. Gait and Muscle Activation Changes in Men with Knee Osteoarthritis. *The Knee* 17(1): 69–76.
- Loeb, G.E., 1989. Neural Control of Locomotion. *BioScience* 39(11): 800–804.
- Lyons, K., Perry, J., Gronley, J. K., Barnes, L. a Antonelli, D., 1983. Timing and Relative Intensity of Hip Extensor and Abductor Muscle Action during Level and Stair Ambulation An EMG Study. *Physical Therapy* 63(10): 1597–1605.
- MacKay-Lyons, M., 2002. Central Pattern Generation of Locomotion: A Review of the Evidence. *Physical Therapy* 82(1): 69–83.
- MacNeilage, P., Rogers, L. J. a Vallortigara, G., 2009. Origins of the Left & Right Brain. *Scientific American* 301(1): 60–67.
- Magalhaes, J., Oliveira, J., Ascensao, A. a Soares, J., 2004. Concentric Quadriceps and Hamstrings Isokinetic Strength in Volleyball and Soccer Players. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness* 44(2): 119.
- Malý, T., Zahálka, F. a Malá, L., 2010. Isokinetic Strength, Ipsilateral and Bilateral Ratio of Peak Muscle Torque in Knee Flexors and Extensors in Elite Young Soccer Players. *Acta Kinesiologica* 4(2): 17–23.

- Mann, H. B. a Whitney, D. R., 1947. On a Test of Whether One of Two Random Variables Is Stochastically Larger than the Other. *The Annals of Mathematical Statistics*: 50–60.
- Manolopoulos, E., Papadopoulos, C. a Kellis, E., 2006. Effects of Combined Strength and Kick Coordination Training on Soccer Kick Biomechanics in Amateur Players. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports* 16(2): 102–110.
- Marson, R. A. a Gonçalves, M., 2003. Electromyographic Behavior of the Biceps Femoris (Caput Longum) and Semitendinosus Muscles in the Isometric Contraction Test. *Brazilian Journal of Morphological Sciences* 20(1): 55–8.
- Martin, R. a Saller, K., 1962. *Lehrbuch der Anthropologie*. Stuttgart.
- Masuda, K., Kikuhara, N., Demura, S., Katsuta, S. a Yamanaka, K., 2005. Relationship between Muscle Strength in Various Isokinetic Movements and Kick Performance among Soccer Players. *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness* 45(1): 44–52.
- McGowan, C. P., Neptune, R. R. a Kram, R., 2008. Independent Effects of Weight and Mass on Plantar Flexor Activity during Walking: Implications for Their Contributions to Body Support and Forward Propulsion. *Journal of Applied Physiology* 105(2): 486–494.
- McGrew, W. C. a Marchant, L. F., 1997. On the Other Hand: Current Issues in and Meta-Analysis of the Behavioral Laterality of Hand Function in Nonhuman Primates. *American Journal of Physical Anthropology* 104(s 25): 201–232.
- McLean, B. D. a Tumilty, D. M., 1993. Left-Right Asymmetry in Two Types of Soccer Kick. *British Journal of Sports Medicine* 27(4): 260–262.
- Merletti, R. a Di Torino, P., 1999. Standards for Reporting EMG Data. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 9(1): 3–4.
- Merletti, R. a Parker, P. A., 2004. *Electromyography: Physiology, Engineering, and Non-Invasive Applications*. John Wiley & Sons.

- Mika, A., Oleksy, L., Mika, P., Marchewka, A. a Clark, B. C., 2012. The Influence of Heel Height on Lower Extremity Kinematics and Leg Muscle Activity during Gait in Young and Middle-Aged Women. *Gait & Posture* 35(4): 677–680.
- Milner, M., Basmajian, J. V. a Quanbury, A. O., 1971. Multifactorial Analysis of Walking by Electromyography and Computer. *American Journal of Physical Medicine* 50(5): 235–258.
- Milner-Brown, H. S. a Lee, R. G., 1975. Synchronization of Human Motor Units: Possible Roles of Exercise and Supraspinal Reflexes. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology* 38(3): 245–254.
- Moraux, A., Canal, A., Ollivier, G., Ledoux, I., Doppler, V., Payan, C. a Hogrel, J-Y, 2013. Ankle Dorsi- and Plantar-Flexion Torques Measured by Dynamometry in Healthy Subjects from 5 to 80 Years. *BMC Musculoskeletal Disorders* 14: 104.
- Moritani, T, a deVries, H. A., 1979. Neural Factors versus Hypertrophy in the Time Course of Muscle Strength Gain. *American Journal of Physical Medicine* 58(3): 115–130.
- Nachshon, I., Denno, D. a Aurand, S., 1983. Lateral Preferences of Hand, Eye and Foot: Relation to Cerebral Dominance. *International Journal of Neuroscience* 18(1–2): 1–9.
- Nakamura, A., Yamada, T., Goto, A., Kato, T., Ito, K., Abe, Y., Kachi, T. a Kakigi, R., 1998. Somatosensory Homunculus as Drawn by MEG. *NeuroImage* 7(4 Pt 1): 377–386.
- Norton, K., Olds, T. a Australian Sports Commission, 1996. *Anthropometrica: A Textbook of Body Measurement for Sports and Health Courses*. UNSW Press.
- Olex-Zarychta, D. a Raczek, J., 2008. The Relationship of Movement Time to Hand–foot Laterality Patterns. *Laterality: Asymmetries of Body, Brain and Cognition* 13(5): 439–455.

- Olree, K. S. a Vaughan, C. L., 1995. Fundamental Patterns of Bilateral Muscle Activity in Human Locomotion. *Biological Cybernetics* 73(5): 409–414.
- Orendurff, M. S., Segal, A. D., Berge, J. S., Flick, K. C., Spanier, D. a Klute, G. K., 2006. The Kinematics and Kinetics of Turning: Limb Asymmetries Associated with Walking a Circular Path. *Gait & Posture* 23(1): 106–111.
- Õunpuu, S. a Winter, D. A., 1989. Bilateral Electromyographical Analysis of the Lower Limbs during Walking in Normal Adults. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology* 72(5): 429–438.
- Patla, A. E., Adkin, A. a Ballard T., 1999. Online Steering: Coordination and Control of Body Center of Mass, Head and Body Reorientation. *Experimental Brain Research* 129(4): 629–634.
- Penfield, W. a Boldrey, E., 1937. Somatic Motor and Sensory Representation in the Cortex of Man as Studied by Electrical Stimulation. *Brain* 60(4): 389–443.
- Peng, X. a Pan, H. A., 2011. A Research on the Distribution Characteristics of Plantar Pressure in Different Kinds of Latin Dance [J]. *Journal of Beijing Sport University* 1: 17.
- Peters, M., 1988. Footedness: Asymmetries in Foot Preference and Skill and Neuropsychological Assessment of Foot Movement. *Psychological Bulletin* 103(2): 179–192.
- Phinyomark, A., Limsakul, C. a Phukpattaranont, P., 2009. A Novel Feature Extraction for Robust EMG Pattern Recognition. *arXiv Preprint arXiv:0912.3973*.
- Pierotti, S. E., Brand, R. A., Gabel, R. H., Pedersen, D. R. a Clarke, W. R., 1991. Are Leg Electromyogram Profiles Symmetrical? *Journal of Orthopaedic Research* 9(5): 720–729.
- Porac, C. a Coren, S., 2012. *Lateral Preferences and Human Behavior*. Springer Science & Business Media.

- Prochazka, A., 2010. Proprioceptive Feedback and Movement Regulation. *Comprehensive Physiology*.
- Prokop, T., Berger, W., Zijlstra, W. Dietz, V. 1995. Adaptational and Learning Processes during Human Split-Belt Locomotion: Interaction between Central Mechanisms and Afferent Input. *Experimental Brain Research* 106(3): 449–456.
- Qaqish, J. a McLean S. M., 2010. Foot Type and Tibialis Anterior Muscle Activity during the Stance Phase of Gait: A Pilot Study. *International Journal of Physiotherapy and Rehabilitation*(1): 19–29.
- Rahnama, N., Lees, A. a Bambaecichi, E., 2005. Comparison of Muscle Strength and Flexibility between the Preferred and Non-Preferred Leg in English Soccer Players. *Ergonomics* 48(11–14): 1568–1575.
- Rainoldi, A., Melchiorri, G. a Caruso, I., 2004. A Method for Positioning Electrodes during Surface EMG Recordings in Lower Limb Muscles. *Journal of Neuroscience Methods* 134(1): 37–43.
- Raudys, S.J. a Jain, A.K., 1991. Small Sample Size Effects in Statistical Pattern Recognition: Recommendations for Practitioners. *IEEE Trans. Pattern Anal. Mach. Intell.* 13(3): 252–264.
- Rosner, B., Glynn, R. J. a Lee M. T., 2006. The Wilcoxon Signed Rank Test for Paired Comparisons of Clustered Data. *Biometrics* 62(1): 185–192.
- Rumsey, D. J., 2010. *Statistics Essentials for Dummies*. Indianapolis: Wiley Publishing, Inc.
- Sacco, I. C. N., Gomes, A. A., Otuzi, M. E., Pripas, D.a Onodera, A. N., 2009. A Method for Better Positioning Bipolar Electrodes for Lower Limb EMG Recordings during Dynamic Contractions. *Journal of Neuroscience Methods* 180(1): 133–137.
- Sadeghi, H., Allard, P., Prince, F. a Labelle, H., 2000. Symmetry and Limb Dominance in Able-Bodied Gait: A Review. *Gait & Posture* 12(1): 34–45.

- Sadeghi, H., 2003. Local or Global Asymmetry in Gait of People without Impairments. *Gait & Posture* 17(3): 197–204.
- Sadeghi, H., Allard, P. a Duhaime, M., 1997. Functional Gait Asymmetry in Able-Bodied Subjects. *Human Movement Science* 16(2–3). 3-D Analysis of Human Movement - II: 243–258.
- Saladin, K.S., 2012. *Anatomy & Physiology: The Unity of Form and Function*. 6. ed. New York, NY: McGraw-Hill.
- Sale, D.G., 1988. Neural Adaptation to Resistance Training. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 20(5 Suppl): S135-145.
- Sawyer, B. J., Blessinger, J. R., Irving, B. A., Weltman, A., Patrie, J. T. a Gaesser, G. A., 2010. Walking and Running Economy: Inverse Association with Peak Oxygen Uptake. *Medicine & Science in Sports & Exercise*: 1.
- Schott, G. D., 1993. Penfield's Homunculus: A Note on Cerebral Cartography. *Journal of Neurology, Neurosurgery, and Psychiatry* 56(4): 329.
- Seeley, M. K., Umberger, B. R. a Shapiro, R., 2008. A Test of the Functional Asymmetry Hypothesis in Walking. *Gait & Posture* 28(1): 24–28.
- Semmler, J. G. a Nordstrom, M. A., 1998. Motor Unit Discharge and Force Tremor in Skill- and Strength-Trained Individuals. *Experimental Brain Research* 119(1): 27–38.
- Semmler, J. G., 2002. Motor Unit Synchronization and Neuromuscular Performance: *Exercise and Sport Sciences Reviews* 30(1): 8–14.
- SENIAM; N.d. Sensor Locations. Recommendations for Sensor Locations on Individual Muscles. http://seniam.org/sensor_location.htm, accessed August 10, 2016.
- Senn, S. a Richardson, W., 1994. The First T-Test. *Statistics in Medicine* 13(8): 785–803.
- Shapiro, S. S. a Wilk, M. B., 1965. An Analysis of Variance Test for Normality (Complete Samples). *Biometrika* 52(3/4): 591–611.

- Shephard, R. J., Bouhlel, E., Vandewalle, H. a Monod, H., 1988. Muscle Mass as a Factor Limiting Physical Work. *Journal of Applied Physiology* 64(4): 1472–1479.
- Shiavi, R., Bugle, H. J. a Limbird, T., 1987. Electromyographic Gait Assessment, Part 1: Adult EMG Profiles and Walking Speed. *Journal of Rehabilitation Research and Development* 24(2): 13–23.
- Shiavi, R., Frigo, C. a Pedotti, A., 1998. Electromyographic Signals during Gait: Criteria for Envelope Filtering and Number of Strides. *Medical and Biological Engineering and Computing* 36(2): 171–178.
- Simon, A. M. a Ferris, D. P., 2008. Lower Limb Force Production and Bilateral Force Asymmetries Are Based on Sense of Effort. *Experimental Brain Research* 187(1): 129–138.
- Sládek, V., Ruff, C.B., Berner, M., Holt, B., Niskanen, M., Schuplerová, E. a Hora, M., 2016a. The Impact of Subsistence Changes on Humeral Bilateral Asymmetry in Terminal Pleistocene and Holocene Europe. *Journal of Human Evolution* 92: 37–49.
- Sládek, V., Hora, M., Farkašová, K. a Rocek, T. R., 2016b. Impact of Grinding Technology on Bilateral Asymmetry in Muscle Activity of the Upper Limb. *Journal of Archaeological Science* 72: 142–156.
- Sládek, V., Berner, M., Galeta, P., Friedl, L. a Kudrnová, Š., 2009. Technical Note: The Effect of Midshaft Location on the Error Ranges of Femoral and Tibial Cross-Sectional Parameters. *American Journal of Physical Anthropology*: NA-NA.
- Smoliga, J.M., Myers, J.B., Redfern, M.S. a Lephart, S.M., 2010. Reliability and Precision of EMG in Leg, Torso, and Arm Muscles during Running. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 20(1): e1–e9.
- Soderberg, G.L. a Knutson, L.M., 2000. A Guide for Use and Interpretation of Kinesiological Electromyographic Data. *Physical Therapy* 80(5): 485–498.

- Sousa, A. S. P. a Tavares, J. M. R. S., 2012. Surface Electromyographic Amplitude Normalization Methods: A Review. *Electromyography: New Developments, Procedures and Applications*.
- Sparacello, V. S., Pearson, O. M., Coppa, A. a Marchi, D., 2011. Changes in Skeletal Robusticity in an Iron Age Agropastoral Group: The Samnites from the Alfedena Necropolis (Abruzzo, Central Italy). *American Journal of Physical Anthropology* 144(1): 119–130.
- Steele, J., 2000. Handedness in Past Human Populations: Skeletal Markers. *Laterality: Asymmetries of Body, Brain and Cognition* 5(3): 193–220.
- Stefanyshyn, D. J., Nigg, B. M., Fisher, V., Flynn, B. O. a Liu W., 2000. The Influence of High Heeled Shoes on Kinematics, Kinetics, and Muscle EMG of Normal Female Gait. *Journal of Applied Biomechanics* 16(3): 309–319.
- Stegeman, D. F. a Hermens, H. J., 1998. Standards for Surface Electromyography: The European Project (SENIAM). *Surface Electromyography Application Areas and Parameters. Proceedings of the Third General SENIAM Workshop on Surface Electromyography, Aachen, Germany*.
- Stöggl, T., Haudum, A., Birklbauer, J., Murrer, M. a Müller, E., 2010. Short and Long Term Adaptation of Variability during Walking Using Unstable (Mbt) Shoes. *Clinical Biomechanics* 25(8): 816–822.
- Student, 1908. The Probable Error of a Mean. *Biometrika* 6(1): 1–25.
- Taga, G., 1995. A Model of the Neuro-Musculo-Skeletal System for Human Locomotion. *Biological Cybernetics* 73(2): 97–111.
- Tang, W. T., Chang, J. S. a Nien, Y. H., 2007. The Kinematics Characteristics of Preferred and Non-Preferred Roundhouse Kick in Elite Taekwondo Athletes. *Journal of Biomechanics* 40: S780.
- Theodorsson-Norheim, E. 1986. Kruskal-Wallis Test: BASIC Computer Program to Perform Nonparametric One-Way Analysis of Variance and Multiple

- Comparisons on Ranks of Several Independent Samples. *Computer Methods and Programs in Biomedicine* 23(1): 57–62.
- Thomas, H., 1993. *Dance, Gender and Culture*. London: Macmillan.
- Tunnell, G. G., 1973. *Culture and Biology: Becoming Human*. Burgess Publishing Company.
- Türker, K. S., 1993. Electromyography: Some Methodological Problems and Issues. *Physical Therapy* 73(10): 698–710.
- Turns, L. J., Neptune, R. R. a Kautz, S. A., 2007. Relationships between Muscle Activity and Anteroposterior Ground Reaction Forces in Hemiparetic Walking. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 88(9): 1127–1135.
- Vagenas, G. a Hoshizaki, B., 1992. A Multivariable Analysis of Lower Extremity Kinematic Asymmetry in Running. *International Journal of Sport Biomechanics* 8(1).
- Vallis, L. A., Patla, A. E. a Adkin, A. L., 2001. Control of Steering in the Presence of Unexpected Head Yaw Movements. Influence on Sequencing of Subtasks. *Experimental Brain Research* 138(1): 128–134.
- Van de Crommert, H. W. A. A., Mulder, T. a Duysens, J., 1998. Neural Control of Locomotion: Sensory Control of the Central Pattern Generator and Its Relation to Treadmill Training. *Gait & Posture* 7(3): 251–263.
- Van Eijden, T. M. G. J., Blanksma, N. G. a Brugman, P., 1993. Amplitude and Timing of EMG Activity in the Human Masseter Muscle during Selected Motor Tasks. *Journal of Dental Research* 72(3): 599–606.
- Videan, E. N. a McGrew, W. C., 2002. Bipedality in Chimpanzee (*Pan Troglodytes*) and Bonobo (*Pan Paniscus*): Testing Hypotheses on the Evolution of Bipedalism. *American Journal of Physical Anthropology* 118(2): 184–190.

- Wehner, T., Vogt, S. a Stadler, M., 1984. Task-Specific EMG-Characteristics during Mental Training. *Psychological Research* 46(4): 389–401.
- White, L. E., Andrews, T. J., Hulette, C., Richards, A., Groelle, M., Paydarfar, J. a Purves, D., 1997. Structure of the Human Sensorimotor System. II: Lateral Symmetry. *Cerebral Cortex* 7(1): 31–47.
- Wilcoxon, F., 1945. Individual Comparisons by Ranking Methods. *Biometrics Bulletin* 1(6): 80–83.
- Windhorst, U., 2007. Muscle Proprioceptive Feedback and Spinal Networks. *Brain Research Bulletin* 73(4–6): 155–202.
- Winter, D. A. a Yack, H. J., 1987. EMG Profiles during Normal Human Walking: Stride-to-Stride and Inter-Subject Variability. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology* 67(5): 402–411.
- Winter, D., Rau, G., Kadefors, R., Broman, H. a De Luca, C.J., 1980. Units, Terms and Standards in the Reporting of Electromyographical Research (1st Interim Report of ISEK Committee on EMG Terminology). *International Society of Electrophysiological Kinesiology*: 100–102.
- Winter, D. A., 1984. Kinematic and Kinetic Patterns in Human Gait: Variability and Compensating Effects. *Human Movement Science* 3(1): 51–76.
- Wong, A. C. M. a Wu, J., 2002. Small Sample Asymptotic Inference for the Coefficient of Variation: Normal and Nonnormal Models. *Journal of Statistical Planning and Inference* 104(1): 73–82.
- Woods, J. J. a Bigland-Ritchie, B., 1984. Linear and Non-Linear EMG/force Relationships in Human Muscles. An Anatomical/functional Argument for the Existence of Both. *American Journal of Physical Medicine* 62(6): 287–99.
- Wulf, G., 2008. Attentional Focus Effects in Balance Acrobats. *Research Quarterly for Exercise and Sport* 79(3): 319–325.

- Wulf, G., Dufek, J.S., Lozano, L. a Pettigrew, C., 2010. Increased Jump Height and Reduced EMG Activity with an External Focus. *Human Movement Science* 29(3): 440–448.
- Yang, J. F., 2005. Split-Belt Treadmill Stepping in Infants Suggests Autonomous Pattern Generators for the Left and Right Leg in Humans. *Journal of Neuroscience* 25(29): 6869–6876.
- Yang, J. F, Lam, T., Pang, M. Y. C., Lamont, E., Musselman, K. a Seinen, E., 2004. Infant Stepping: A Window to the Behaviour of the Human Pattern Generator for Walking. *Canadian Journal of Physiology and Pharmacology* 82(8–9): 662–674.
- Yao, W., Fuglevand, R. J. a Enoka, R. M. 2000. Motor-Unit Synchronization Increases EMG Amplitude and Decreases Force Steadiness of Simulated Contractions. *Journal of Neurophysiology* 83(1): 441–452.
- Yu, X., Zhang, S., Liu, H. a Chen, Y, 2006. The Activation of the Cortical Hand Area by Toe Tapping in Two Bilateral Upper-Extremities Amputees with Extraordinary Foot Movement Skill. *Magnetic Resonance Imaging* 24(1): 45–50.
- Zachry, T., Wulf, G., Mercer, J. a Bezodis, N., 2005. Increased Movement Accuracy and Reduced EMG Activity as the Result of Adopting an External Focus of Attention. *Brain Research Bulletin* 67(4): 304–309.
- Zadpoor, A. A. a Nikooyan, A. A. 2011. The Relationship between Lower-Extremity Stress Fractures and the Ground Reaction Force: A Systematic Review. *Clinical Biomechanics* 26(1): 23–28.
- Zakas, A., 2006. Bilateral Isokinetic Peak Torque of Quadriceps and Hamstring Muscles in Professional Soccer Players with Dominance on One or Both Two Sides. *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness* 46(1): 28–35.
- Zhao, D., Li, B. a Watanabe,K., 2008. First Evidence on Foot Preference during Locomotion in Old World Monkeys: A Study of Quadrupedal and Bipedal Actions in Sichuan Snub-Nosed Monkeys (*Rhinopithecus Roxellana*). *Primates* 49(4): 260–264.

8. Přílohy

Tabulka 1. Srovnání rozměrů pravé a levé DK

	Všichni jedinci		p-hodnota ^b
	Pravá DK ^a	Levá DK ^a	
	(n = 12) ^c	(n = 12) ^c	
Horní část stehna	56,49 (±4,34)	56,59 (±4,65)	0,704
Střední část stehna	50,11 (±4,38)	49,52 (±4,02)	0,077
Obvod kondylů tibie	33,36 (±1,85)	33,15 (±2,00)	0,347
Maximální obvod lýtky	36,55 (±2,36)	36,68 (±2,26)	0,128
Minimální obvod bérce	22,43 (±1,64)	22,28 (±1,66)	0,364
Délka DK ^a od spina iliaca	97,39 (±4,10)	97,29 (±4,54)	0,610
Délka DK ^a od trochanter major	88,01 (±4,04)	88,20 (±4,06)	0,661

Průměrné hodnoty a směrodatné odchylky v cm.

^a DK: dolní končetina

^b párový t-test, hladina statistické signifikance $\alpha = 0,05$

^c n: velikost souboru

Tabulka 2. Srovnání pravé, nebo levé dolní končetiny 1. měření aktivity chůze s adekvátní dolní končetinou v 2. měření aktivity chůze

Chůze	iEMG ^a		peakEMG-w ^b	
	MD ^c	MVC ^d	MD ^c	MVC ^d
Vastus lateralis				
Pravá DK ^e	0,13	0,92	4,08	4,61
Levá DK ^e	0,24	44,65	8,12	30,01
Biceps femoris				
Pravá DK ^e	0,06	45,82	5,61	17,49
Levá DK ^e	0,03	49,33	6,59	30,75
Tibialis anterior				
Pravá DK ^e	0,01	3,09	0,67	0,87
Levá DK ^e	0,39	3,37	9,07	7,59
Gastrocnemius lateralis				
Pravá DK ^e	0,06	40,22	0,46	20,58
Levá DK ^e	0,01	0,76	1,87	1,49

Procenta absolutního rozdílu průměru, %MAD.

^a iEMG: hodnoty integrálů

^b peakEMG-w: hodnoty maximálních amplitud

^c MD: normalizace podle průměrné svalové aktivity chůze

^d MVC: normalizace podle svalového testu

^e DK: dolní končetina

Tabulka 3. Srovnání pravé, nebo levé dolní končetiny 1. měření aktivity normálního pohybu s adekvátní dolní končetinou v 2. měření aktivity normálního pohybu

Tanec	iEMG ^a	
	MD ^b	MVC ^c
Vastus lateralis		
Pravá DK ^d	8,15	7,10
Levá DK ^d	0,55	45,40
Biceps femoris		
Pravá DK ^d	24,46	68,31
Levá DK ^d	22,03	69,45
Tibialis anterior		
Pravá DK ^d	23,34	20,29
Levá DK ^d	49,79	46,99
Gastrocnemius lateralis		
Pravá DK ^d	2,06	42,25
Levá DK ^d	3,46	2,71

Procenta absolutního rozdílu průměru, %MAD.

^a iEMG: hodnoty integrálů

^b MD: normalizace podle průměrné svalové aktivity chůze

^c MVC: normalizace podle svalového testu

^d DK: dolní končetina

Tabulka 4. Pohlavní dimorfismus iEMG pro svaly měřené při aktivitách chůze, normálního pohybu a zrcadlového pohybu

	Pravá DK ^a			Levá DK ^a		
	Muž	Žena	p-hodnota ^b	Muž	Žena	p-hodnota ^b
	(n = 6) ^c	(n = 6) ^c		(n = 6) ^c	(n = 6) ^c	
Chůze						
Vastus lateralis	10111 (±82)	10055 (±21)	0,116	10056 (±89)	10059 (±27)	0,753
Biceps femoris	10154 (±192)	10053 (±46)	0,116	10220 (±438)	10047 (±46)	0,753
Tibialis anterior	10046 (±87)	10067 (±8)	0,345	10075 (±50)	10044 (±31)	0,753
Gastrocnemius lateralis	10172 (±256)	10074 (±17)	0,600	10069 (±87)	9992 (±102)	0,345
Normální pohyb						
Vastus lateralis	39873 (±18865)	44325 (±31603)	0,917	34524 (±19225)	40266 (±14688)	0,345
Biceps femoris	39220 (±18083)	20982 (±7030)	0,046*	41771 (±16951)	24845 (±19765)	0,116
Tibialis anterior	14334 (±5022)	10941 (±3384)	0,249	17312 (±7097)	19685 (±5544)	0,463
Gastrocnemius lateralis	28150 (±10717)	23872 (±6600)	0,753	28554 (±8546)	25117 (±12013)	0,345
Zrcadlový pohyb						
Vastus lateralis	36568 (±18117)	37383 (±26684)	0,753	30177 (±8117)	33710 (±13731)	0,463
Biceps femoris	35687 (±12491)	19339 (±5469)	0,028*	42092 (±16540)	18187 (±5843)	0,046*
Tibialis anterior	11860 (±5356)	11055 (±3770)	0,753	16041 (±7199)	16304 (±4907)	0,463
Gastrocnemius lateralis	26821 (±12031)	22615 (±7314)	0,600	23439 (±6343)	19347 (±6252)	0,249

Průměrné hodnoty a směrodatné odchylky integrálů EMG signálu (iEMG).

^a DK: dolní končetina

^b Wilcoxonův párový test, hladina statistické signifikance $\alpha = 0,05$

^c n: velikost souboru

* statisticky signifikantní hodnoty, $p < 0,05$

Tabulka 5. Pohlavní dimorfismus maximálních amplitud vpřed pro svaly měřené při pohybových aktivitách chůze, normálního pohybu a zrcadlového pohybu

	Pravá DK ^a		p-hodnota ^b	Levá DK ^a		p-hodnota ^b
	Muž	Žena		Muž	Žena	
	(n = 6) ^c	(n = 6) ^c		(n = 6) ^c	(n = 6) ^c	
Chůze						
Vastus lateralis	238,09 (±63,72)	242,91 (±44,49)	0,753	250,25 (±97,66)	226,25 (±63,94)	0,753
Biceps femoris	337,89 (±34,20)	243,03 (±43,04)	0,028	260,72 (±56,83)	233,22 (±81,22)	0,345
Tibialis anterior	246,73 (±57,08)	200,86 (±24,97)	0,116	231,20 (±49,56)	196,71 (±39,79)	0,345
Gastrocnemius lateralis	349,40 (±37,00)	282,88 (±54,41)	0,116	342,68 (±79,61)	352,69 (±78,11)	0,600
Normální pohyb						
Vastus lateralis	1162,23 (±726,64)	1025,53 (±516,83)	0,463	684,36 (±354,67)	885,75 (±379,70)	0,249
Biceps femoris	840,31 (±413,97)	411,21 (±222,51)	0,028*	1041,85 (±389,67)	589,73 (±448,84)	0,028
Tibialis anterior	272,78 (±98,65)	181,78 (±58,41)	0,116	361,44 (±157,37)	334,38 (±80,64)	0,753
Gastrocnemius lateralis	719,04 (±287,61)	645,12 (±405,00)	0,600	566,89 (±478,40)	393,19 (±262,49)	0,173
Zrcadlový pohyb						
Vastus lateralis	906,92 (±688,41)	811,82 (±609,57)	0,463	715,43 (±190,90)	730,09 (±266,59)	0,917
Biceps femoris	591,09 (±168,90)	466,77 (±169,20)	0,249	907,56 (±190,57)	375,17 (±115,15)	0,028*
Tibialis anterior	218,07 (±115,84)	178,63 (±72,45)	0,600	325,27 (±145,66)	264,68 (±126,02)	0,345
Gastrocnemius lateralis	530,20 (±288,51)	315,64 (±102,99)	0,345	526,52 (±199,29)	505,47 (±222,69)	0,753

Průměrné hodnoty a směrodatné odchylky maximálních amplitud vpřed (peakEMG-w, peakEMG-f).

^a DK: dolní končetina

^b Wilcoxonův párový test, hladina statistické signifikance $\alpha = 0,05$

^c n: velikost souboru

* statisticky signifikantní hodnoty, $p < 0,05$

Tabulka 6. Pohlavní dimorfismus maximálních amplitud vzad pro svaly měřené při aktivitách normálního pohybu a zrcadlového pohybu

	Pravá DK ^a			Levá DK ^a		
	Muž	Žena	p-hodnota ^b	Muž	Žena	p-hodnota ^b
	(n = 6) ^c	(n = 6) ^c		(n = 6) ^c	(n = 6) ^c	
Normální pohyb						
Vastus lateralis	689,55 (±429,95)	790,25 (±496,91)	0,600	662,30 (±371,39)	839,41 (±338,78)	0,249
Biceps femoris	948,54 (±391,91)	499,36 (±201,95)	0,028	980,90 (±521,55)	394,67 (±367,12)	0,116
Tibialis anterior	236,71 (±148,61)	180,12 (±58,08)	0,249	245,73 (±120,08)	284,15 (±92,35)	0,463
Gastrocnemius lateralis	574,33 (±351,49)	496,16 (±345,07)	0,917	686,52 (±305,21)	570,96 (±255,10)	0,753
Zrcadlový pohyb						
Vastus lateralis	754,07 (±384,54)	823,45 (±569,16)	0,917	503,81 (±302,27)	601,41 (±403,35)	0,345
Biceps femoris	700,42 (±261,22)	333,38 (±134,27)	0,028*	1199,84 (±501,86)	372,19 (±167,57)	0,046
Tibialis anterior	236,41 (±103,14)	169,76 (±48,14)	0,173	250,96 (±125,21)	288,67 (±109,43)	0,345
Gastrocnemius lateralis	460,94 (±243,65)	446,98 (±144,71)	0,917	536,89 (±418,50)	308,39 (±117,47)	0,249

Průměrné hodnoty a směrodatné odchylky maximálních amplitud vzad (peakEMG-b).

^a DK: dolní končetina

^b Wilcoxonův párový test, hladina statistické signifikance $\alpha = 0,05$

^c n: velikost souboru

* statisticky signifikantní hodnoty, $p < 0,05$

Tabulka 7. Rozdíly mezi muži a ženami v dosažené úrovni direkcionální asymetrie

	iEMG			peakEMG-w, f			peakEMG-b		
	Muž (%) (n = 6) ^a	Žena (%) (n = 6) ^a	pohlavní dimorfismus ^b	Muž (%) (n = 6) ^a	Žena (%) (n = 6) ^a	pohlavní dimorfismus ^b	Muž (%) (n = 6) ^a	Žena (%) (n = 6) ^a	pohlavní dimorfismus ^b
Chůze									
Vastus lateralis	0,55 (±0,83)	-0,04 (±0,34)	0,173	-2,45 (±22,78)	8,97 (±14,53)	0,345	-	-	-
Biceps femoris	-0,58 (±2,34)	0,06 (±0,75)	0,917	26,87 (±25,79)	6,85 (±31,23)	0,075	-	-	-
Tibialis anterior	-0,30 (±1,34)	0,23 (±0,36)	0,249	6,17 (±9,44)	3,15 (±19,87)	0,917	-	-	-
Gastrocnemius lateralis	0,99 (±1,69)	0,83 (±1,12)	0,917	3,52 (±17,26)	-21,29 (±11,42)	0,046*	-	-	-
Normální pohyb									
Vastus lateralis	15,80 (±38,15)	0,43 (±39,24)	0,600	44,53 (±54,21)	14,09 (±48,64)	0,345	0,96 (±32,35)	-8,88 (±49,31)	0,753
Biceps femoris	-8,43 (±52,51)	-0,78 (±54,91)	0,917	-23,04 (±65,84)	-22,52 (±64,81)	0,917	2,45 (±36,43)	37,11 (±63,49)	0,116
Tibialis anterior	-17,92 (±22,79)	-55,84 (±43,48)	0,116	-21,56 (±51,16)	-59,37 (±43,83)	0,249	-7,99 (±22,88)	-43,11 (±51,18)	0,116
Gastrocnemius lateralis	-4,82 (±22,89)	1,03 (±21,94)	0,600	37,50 (±65,10)	53,42 (±49,12)	0,917	-26,99 (±42,14)	-21,57 (±38,12)	0,753
Zrcadlový pohyb									
Vastus lateralis	9,70 (±43,63)	2,25 (±27,29)	0,917	8,18 (±47,97)	0,20 (±40,80)	0,917	42,15 (±49,87)	31,02 (±8,60)	0,463
Biceps femoris	-13,10 (±58,51)	7,24 (±35,30)	0,173	-43,39 (±33,24)	19,16 (±31,90)	0,028*	-44,11 (±55,80)	-9,78 (±52,84)	0,249
Tibialis anterior	-27,17 (±40,59)	-39,62 (±34,47)	0,600	-31,45 (±70,17)	-33,66 (±47,32)	0,917	-1,21 (±60,90)	-49,08 (±31,96)	0,173
Gastrocnemius lateralis	6,39 (±30,30)	15,84 (±28,52)	0,463	-5,38 (±62,91)	-41,35 (±37,11)	0,345	-1,77 (±97,70)	38,26 (±42,17)	0,345
P norm vs L zrc (oporová)									
Vastus lateralis	19,99 (±38,37)	19,44 (±38,72)	0,753	36,43 (±35,91)	29,92 (±27,50)	0,600	31,99 (±64,56)	31,83 (±38,51)	0,753
Biceps femoris	-6,88 (±61,80)	13,51 (±29,00)	0,600	-16,17 (±55,42)	3,06 (±32,60)	0,345	-17,75 (±48,81)	27,43 (±45,78)	0,116
Tibialis anterior	-6,76 (±46,17)	-39,16 (±30,18)	0,173	-8,04 (±65,69)	-31,18 (±49,59)	0,345	-5,34 (±45,73)	-43,86 (±43,72)	0,116
Gastrocnemius lateralis	13,71 (±25,33)	22,44 (±15,88)	0,249	28,07 (±51,95)	20,50 (±26,71)	0,917	9,55 (±84,06)	36,78 (±39,49)	0,600
P zrc vs L norm (odrazová)									
Vastus lateralis	5,36 (±42,32)	-16,36 (±40,61)	0,600	17,17 (±58,63)	-14,58 (±48,36)	0,345	11,54 (±26,44)	-10,01 (±45,29)	0,249
Biceps femoris	-13,36 (±56,58)	-5,82 (±60,46)	0,600	-49,34 (±51,12)	-8,44 (±67,50)	0,116	-26,07 (±53,15)	2,47 (±67,07)	0,345
Tibialis anterior	-38,96 (±22,35)	-55,78 (±48,70)	0,345	-47,17 (±46,02)	-62,03 (±44,84)	0,600	-2,59 (±36,00)	-48,09 (±39,13)	0,075
Gastrocnemius lateralis	-12,07 (±25,54)	-4,74 (±42,11)	0,753	3,04 (±48,27)	-6,71 (±61,52)	0,753	-42,34 (±43,92)	-19,92 (±36,03)	0,345

Průměrné hodnoty a směrodatné odchylky %DA vypočtených z integrálů (iEMG), maximální amplitudy vpřed (peakEMG-w u chůze, peakEMG-f u tance), nebo maximální amplitudy vzad (peakEMG-b).

^a n: velikost souboru

^b Wilcoxonův párový test, hladina statistické signifikance $\alpha = 0,05$

* statisticky signifikantní hodnoty, $p < 0,05$

Tabulka 8. Rozdíly mezi pravou a levou dolní končetinou ve svalové aktivitě

	iEMG			peakEMG-w, f			peakEMG-b		
	Pravá DK ^a	Levá DK ^a	p-hodnota ^b	Pravá DK ^a	Levá DK ^a	p-hodnota ^b	Pravá DK ^a	Levá DK ^a	p-hodnota ^b
	(n = 12) ^c	(n = 12) ^c		(n = 12) ^c	(n = 12) ^c		(n = 12) ^c	(n = 12) ^c	
Chůze									
Vastus lateralis	10083 (±64)	10057 (±63)	0,530	240,50 (±52,45)	238,25 (±79,69)	0,754	-	-	-
Biceps femoris	10104 (±143)	10133 (±310)	0,530	290,46 (±61,87)	246,97 (±68,36)	0,099	-	-	-
Tibialis anterior	10057 (±60)	10060 (±43)	0,875	223,80 (±48,36)	213,96 (±46,48)	0,182	-	-	-
Gastrocnemius lateralis	10123 (±180)	10030 (±99)	0,050*	316,14 (±56,35)	347,68 (±75,38)	0,182	-	-	-
Normální pohyb									
Vastus lateralis	42099 (±24923)	37395 (±16585)	0,695	1093,88 (±605,41)	785,06 (±365,75)	0,099	739,90 (±446,12)	750,85 (±351,31)	0,937
Biceps femoris	30101 (±16180)	33308 (±19655)	0,937	625,76 (±388,10)	815,79 (±465,12)	0,480	723,95 (±378,66)	687,78 (±527,85)	0,530
Tibialis anterior	12637 (±4450)	18499 (±6197)	0,012*	227,28 (±90,73)	347,91 (±120,05)	0,015*	208,42 (±111,56)	264,94 (±104,08)	0,084
Gastrocnemius lateralis	26011 (±8775)	26836 (±10100)	0,638	682,08 (±337,12)	480,04 (±378,91)	0,060	535,24 (±334,59)	628,74 (±274,89)	0,117
Zrcadlový pohyb									
Vastus lateralis	36976 (±21749)	31944 (±10911)	0,583	859,37 (±621,91)	722,76 (±221,20)	0,754	788,76 (±464,51)	552,61 (±343,62)	0,008*
Biceps femoris	27513 (±12546)	30139 (±17196)	0,875	528,93 (±173,77)	641,37 (±315,97)	0,239	516,90 (±275,59)	786,01 (±560,42)	0,117
Tibialis anterior	11458 (±4436)	16172 (±5875)	0,008*	198,35 (±94,39)	294,98 (±133,66)	0,034*	203,09 (±84,26)	269,81 (±113,83)	0,071
Gastrocnemius lateralis	24718 (±9743)	21393 (±6373)	0,182	422,92 (±234,97)	516,00 (±201,78)	0,272	453,96 (±191,20)	422,64 (±316,42)	0,388
P norm vs L zrc (oporová)									
Vastus lateralis	42099 (±24923)	31944 (±10911)	0,099	1093,88 (±605,41)	722,76 (±221,20)	0,008*	739,90 (±446,12)	552,61 (±343,62)	0,060
Biceps femoris	30101 (±16180)	30139 (±17196)	0,695	625,76 (±388,10)	641,37 (±315,97)	0,814	723,95 (±378,66)	786,01 (±560,42)	0,754
Tibialis anterior	12637 (±4450)	16172 (±5875)	0,034*	227,28 (±90,73)	294,98 (±133,66)	0,099	208,42 (±111,56)	269,81 (±113,83)	0,099
Gastrocnemius lateralis	26011 (±8775)	21393 (±6373)	0,012*	682,08 (±337,12)	516,00 (±201,78)	0,099	535,24 (±334,59)	422,64 (±316,42)	0,239
P zrc vs L norm (odrazová)									
Vastus lateralis	36976 (±21749)	37395 (±16584)	0,754	859,37 (±621,91)	785,06 (±365,75)	0,937	788,76 (±464,51)	750,85 (±351,31)	0,695
Biceps femoris	27513 (±12546)	33308 (±19654)	0,695	528,93 (±173,77)	815,79 (±465,12)	0,117	516,90 (±275,59)	687,78 (±527,85)	0,480
Tibialis anterior	11458 (±4436)	18499 (±6196)	0,005*	198,35 (±94,39)	347,91 (±120,05)	0,005*	203,09 (±84,26)	264,94 (±104,08)	0,041*
Gastrocnemius lateralis	24718 (±9743)	26836 (±10100)	0,583	422,92 (±234,97)	480,04 (±378,91)	0,583	453,96 (±191,20)	628,74 (±274,89)	0,028*

Průměrné hodnoty a směrodatné odchylky svalové aktivity vypočtených z integrálů (iEMG), maximálních amplitud vpřed (peakEMG-w u chůze, peakEMG-f u tance), nebo maximálních amplitud vzad (peakEMG-b).

^a DK: dolní končetina

^b Wilcoxonův párový test, hladina statistické signifikance $\alpha = 0,05$

^c n: velikost souboru

* statisticky signifikantní hodnoty, $p < 0,05$

Tabulka 9. Odchylení dosažené úrovně direkcionální asymetrie (%DA) od nuly

	iEMG Průměr (%) (n = 12) ^a	p-hodnota ^b	peakEMG-w, f Průměr (%) (n = 12) ^a	p-hodnota ^b	peakEMG-b Průměr (%) (n = 12) ^a	p-hodnota ^b
Chůze						
Vastus lateralis	0,26 (±0,68)	0,530	3,26 (±19,16)	0,583	-	-
Biceps femoris	-0,26 (±1,69)	0,530	16,86 (±29,24)	0,071	-	-
Tibialis anterior	-0,03 (±0,98)	0,875	4,66 (±14,92)	0,347	-	-
Gastrocnemius lateralis	0,91 (±1,37)	0,050*	-8,88 (±19,04)	0,182	-	-
Normální pohyb						
Vastus lateralis	8,12 (±37,76)	0,583	29,31 (±51,61)	0,071	-3,96 (±40,09)	0,695
Biceps femoris	-4,60 (±51,38)	0,875	-22,78 (±62,29)	0,308	19,78 (±52,56)	0,239
Tibialis anterior	-36,88 (±38,57)	0,012*	-40,46 (±49,53)	0,023*	-25,55 (±42,01)	0,071
Gastrocnemius lateralis	-1,90 (±21,60)	0,814	45,46 (±55,61)	0,034*	-24,28 (±38,42)	0,050*
Zrcadlový pohyb						
Vastus lateralis	5,97 (±34,91)	0,695	4,19 (±42,66)	0,875	36,58 (±34,61)	0,006*
Biceps femoris	-2,93 (±47,28)	0,875	-12,11 (±45,07)	0,388	-26,95 (±54,83)	0,158
Tibialis anterior	-33,39 (±36,49)	0,015*	-32,56 (±57,07)	0,071	-25,14 (±52,68)	0,084
Gastrocnemius lateralis	11,11 (±28,48)	0,182	-23,36 (±52,71)	0,182	18,25 (±74,73)	0,388
P norm vs L zrc (oporová)						
Vastus lateralis	19,71 (±36,75)	0,099	33,17 (±30,68)	0,006*	31,91 (±50,68)	0,050*
Biceps femoris	3,32 (±47,24)	0,583	-6,55 (±44,50)	0,937	4,84 (±50,91)	0,875
Tibialis anterior	-22,96 (±40,86)	0,060	-19,61 (±56,79)	0,209	-24,60 (±47,16)	0,117
Gastrocnemius lateralis	18,08 (±20,66)	0,023*	24,29 (±39,58)	0,084	23,17 (±64,21)	0,272
P zrc vs L norm (odrazová)						
Vastus lateralis	-5,50 (±41,14)	0,530	1,29 (±53,86)	1,000	0,77 (±37,10)	0,814
Biceps femoris	-9,59 (±55,97)	0,937	-28,89 (±60,95)	0,099	-11,80 (±59,59)	0,754
Tibialis anterior	-47,37 (±37,18)	0,005*	-54,60 (±44,00)	0,005*	-25,34 (±43,01)	0,060
Gastrocnemius lateralis	-8,41 (±33,43)	0,480	-1,84 (±52,96)	0,875	-31,13 (±40,05)	0,028*

Průměrné hodnoty a směrodatné odchylky %DA vypočtených z integrálů (iEMG), maximální amplitudy vpřed (peakEMG-w u chůze, peakEMG-f u tance), nebo maximální amplitudy vzad.

^a n: velikost souboru

^b Wilcoxonův párový test, hladina statistické signifikance $\alpha = 0,05$

* statisticky signifikantní hodnoty, $p < 0,05$

Tabulka 10. Variabilita iEMG aktivity souboru jedinců pro pravou a levou dolní končetinu vyjádřena pomocí variačního koeficientu (%CV)

	Pravá DK ^a	p-hodnota	p-hodnota MWU ^d			Levá DK ^a	p-hodnota	p-hodnota MWU ^d		
			chůze vs norm ^e	chůze vs zrc ^f	norm ^e vs zrc ^f			chůze vs norm ^e	chůze vs zrc ^f	norm ^e vs zrc ^f
	(n = 12) ^b	KW ^c				(n = 12) ^b	KW ^c			
vastus lateralis		0,009*					0,129			
chůze	18,14 (±8,79)					16,31 (±9,16)				
norm ^e	8,48 (±3,36)		0,004**			10,37 (±5,22)		-		
zrc ^f	12,47 (±7,49)			0,069	0,141	11,53 (±7,34)			-	-
biceps femoris		0,018*					0,004*			
chůze	21,50 (±13,52)					16,84 (±10,05)				
norm ^e	10,17 (±2,62)		0,026			5,84 (±2,67)		0,007**		
zrc ^f	9,30 (±3,62)			0,014**	0,403	6,64 (±2,92)			0,003**	0,665
tibialis anterior		0,083					0,011*			
chůze	15,20 (±8,39)					11,18 (±4,30)				
norm ^e	9,83 (±4,90)		-			6,02 (±3,47)		0,026		
zrc ^f	7,86 (±4,21)			-	-	7,27 (±3,41)			0,007**	0,312
gastrocnemius lateralis		0,008*					0,018*			
chůze	18,41 (±8,94)					13,78 (±6,65)				
norm ^e	8,83 (±5,11)		0,007**			6,91 (±1,91)		0,078		
zrc ^f	9,31 (±4,43)			0,0165**	0,260	8,91 (±4,58)			0,004**	0,544

Průměrné hodnoty a směrodatné odchylky procent variačního koeficientu (%CV).

^a DK: dolní končetina

^b n: velikost souboru

^c KW: Kruskal-Wallis test, hladina statistické signifikance $\alpha = 0,05$

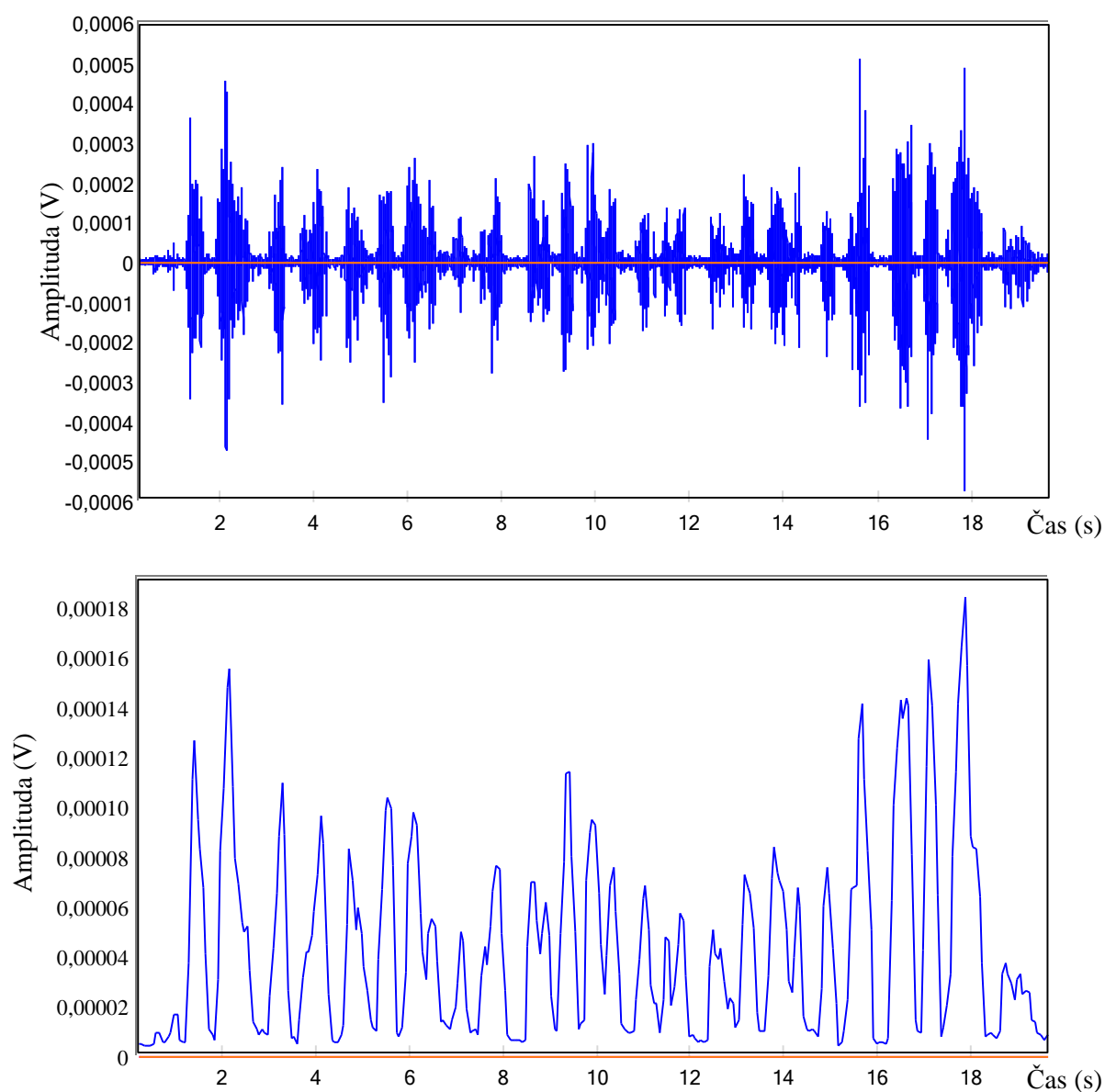
^d MWU: Mann-Whitney U testu, hladina statistické signifikance $\alpha = 0,0166$

^e norm: normální pohyb

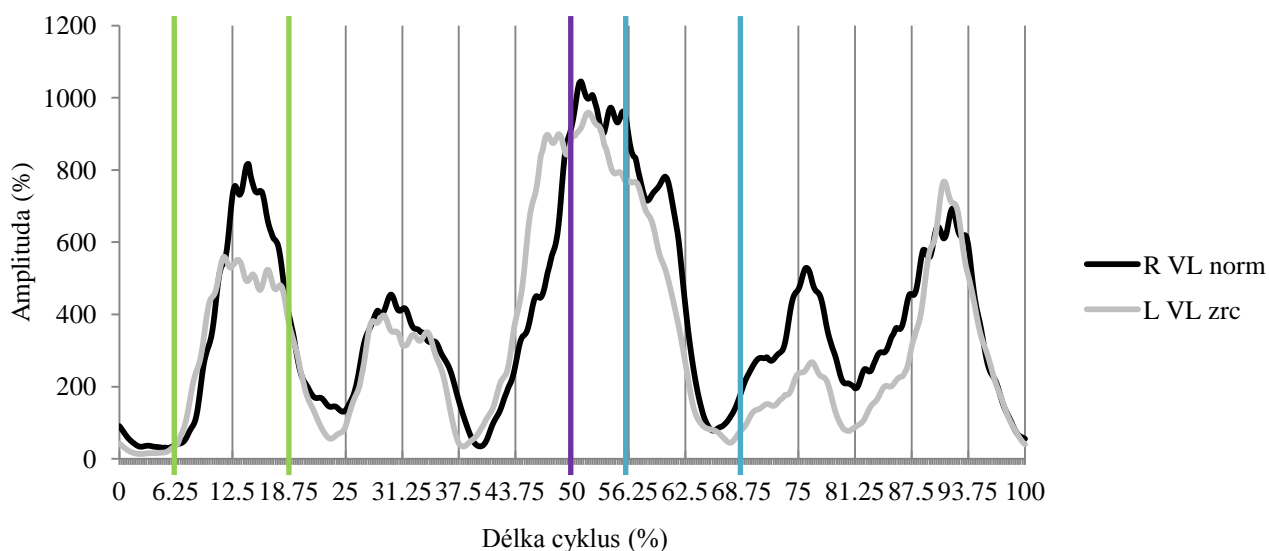
^f zrc: zrcadlový pohyb

* statisticky signifikantní hodnoty, $p < 0,05$

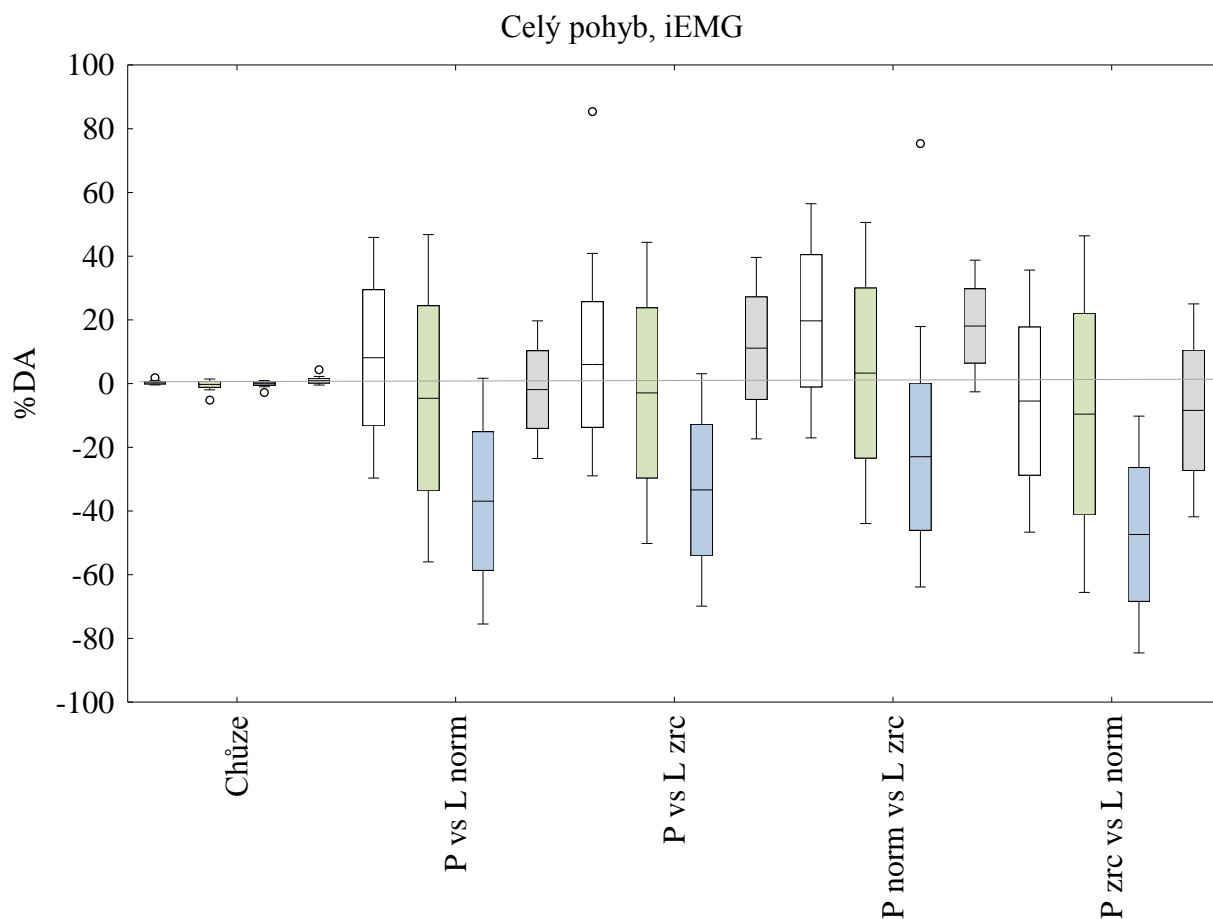
** statisticky signifikantní hodnoty, $p < 0,0166$



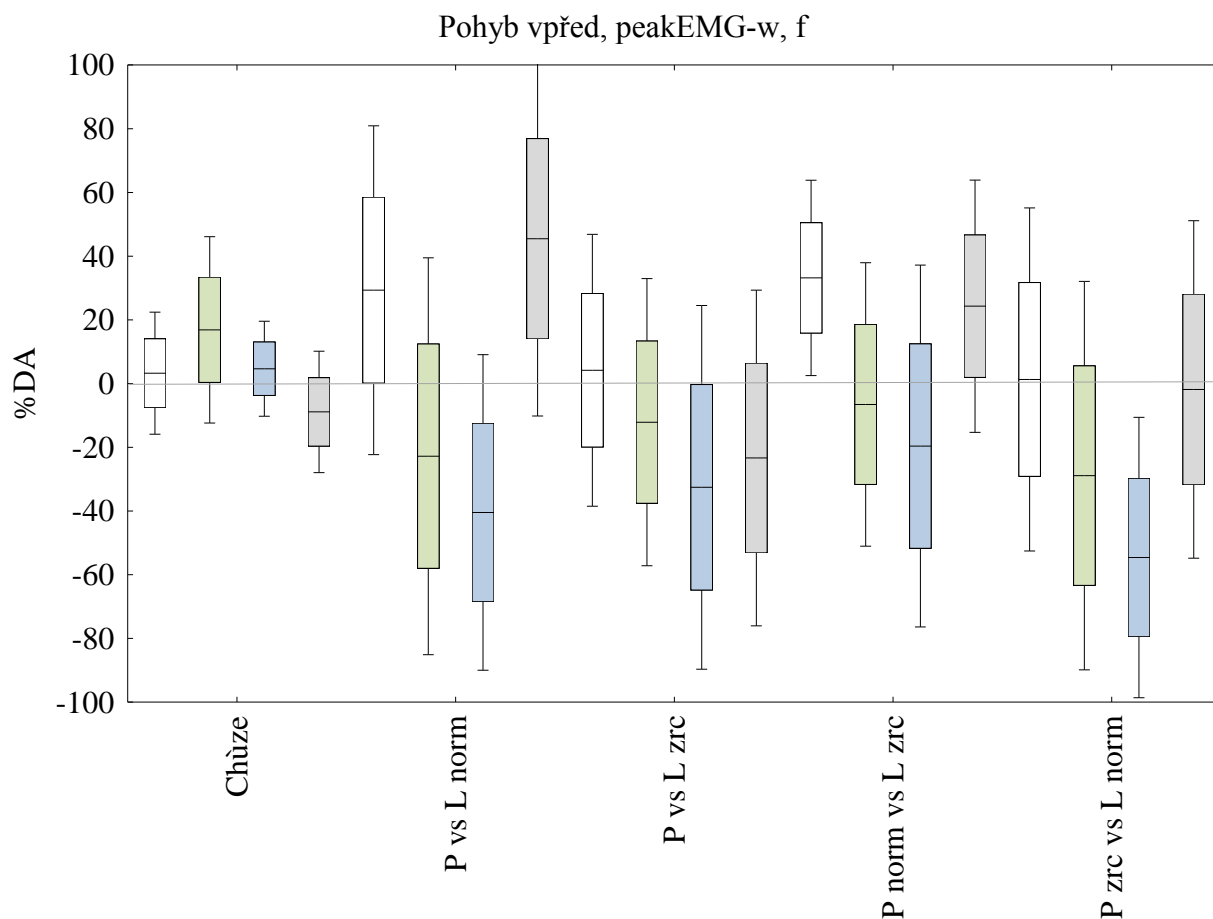
Graf 1. Bifázický hrubý EMG signál pro pravý *vastus lateralis* (nahore); vyhlazený EMG signál pro pravý *vastus lateralis* (dole) lineárně vyhlazený z hrubého EMG signálu metodou RMS s oknem výběru 0,125 s a překryvem oken výběru 0,0625 s, na ose x je čas ve vteřinách (s) a na ose y je amplituda ve voltech (V). Graf byl vyexportován z *EMG works* společnosti *Delsys*.



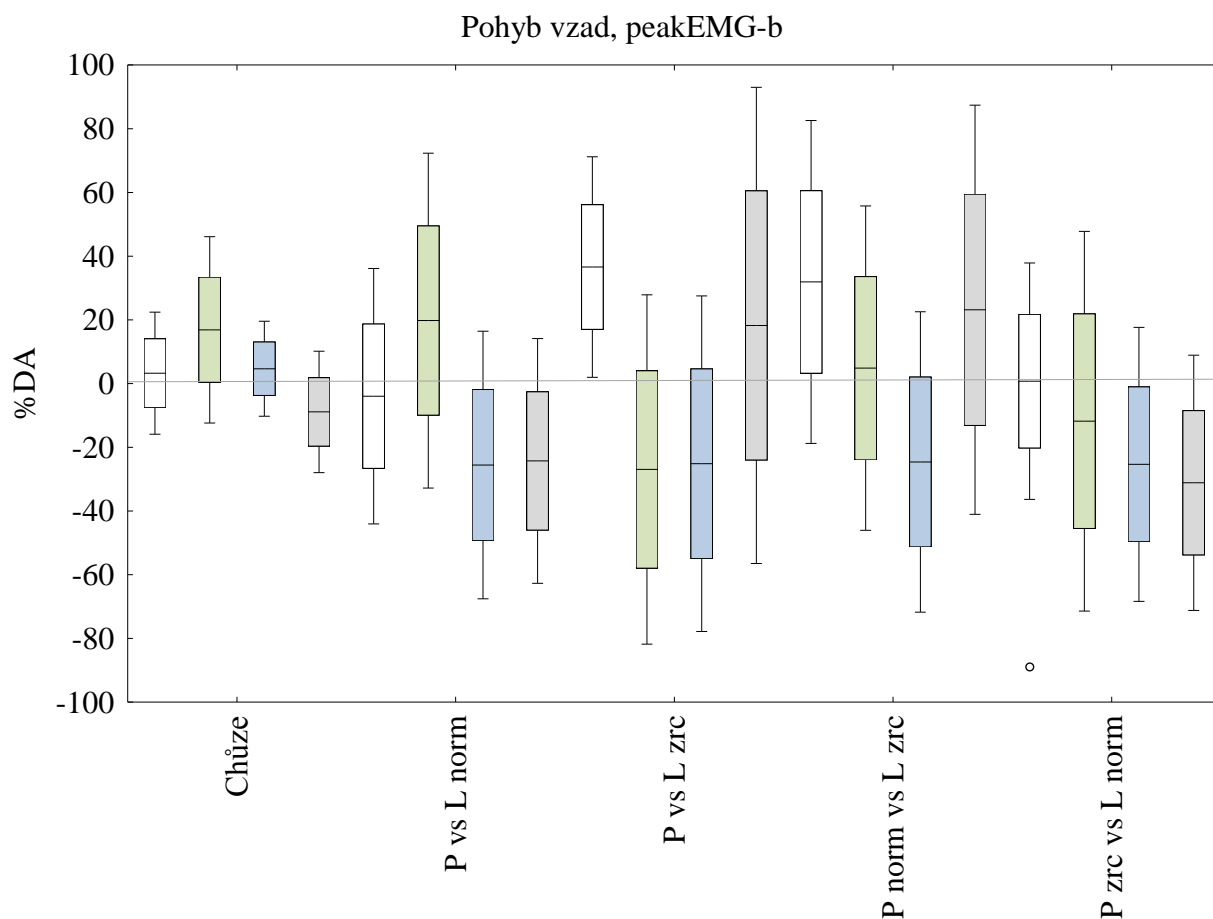
Graf 2. Profil svalové aktivity adekvátního pohybu (P norm vs L zrc) prováděného jedincem 1 svalem *vastus lateralis*, kde R VL je pravý sval (černý) a L VL je levý sval (šedý). Svislé čáry reprezentují půl doby a jsou násobkem 6,25 % délky cyklu. Svislé čáry v intervalu 6,25 % až 18,75 % (zeleně) reprezentuje peakEMG-f a svislé čáry v intervalu 56,25% až 68,75% (modře) s posunutou spodní hranicí intervalu o 6,25 % (fialová) reprezentuje peakEMG-b.



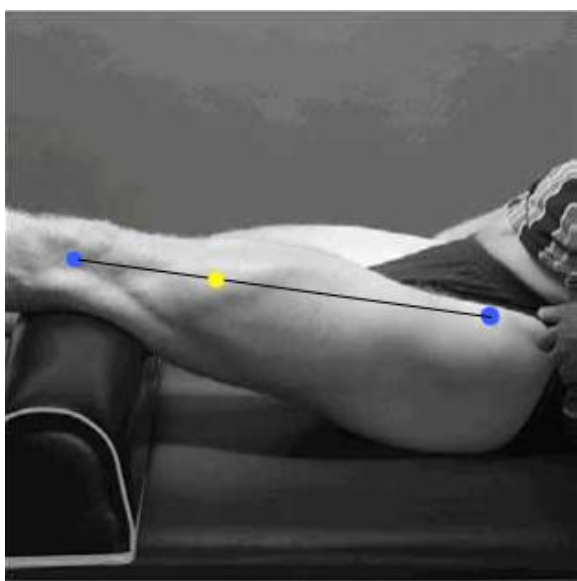
Graf 3. %DA vypočtená z hodnot iEMG pravé a levé dolní končetiny pro pohybové aktivity chůze (chůze), normálního pohybu (PvsL norm), zrcadlového pohybu (PvsL zrc) a pro 2 adekvátní pohyby (P norm vs L zrc; P zrc vs L norm). Pro každou pohybovou aktivitu, či adekvátní pohyb je vyobrazen průměr, směrodatná chyba a směrodatná odchylka %DA u 4 měřených svalů v následujícím pořadí: *m. vastus lateralis* (bílý), *m. biceps femoris* (zelený), *m. tibialis anterior* (modrý), *m. gastrocnemius lateralis* (šedý). Šedá horizontální linie protínající 0 %DA reprezentuje symetrii svalové aktivity mezi pravou a levou dolní končetinou.



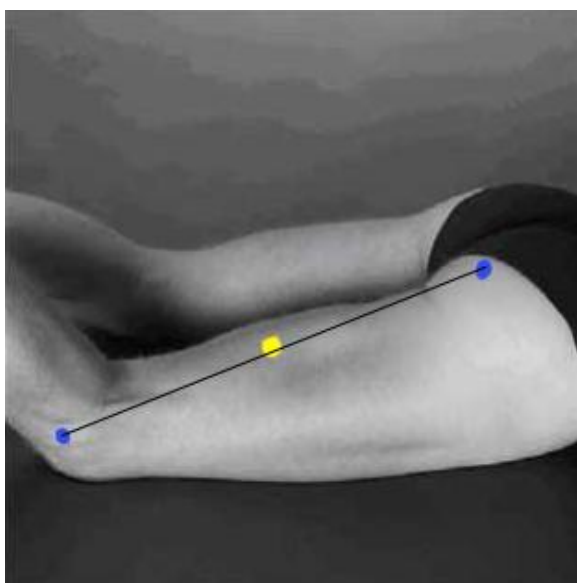
Graf 4. %DA vypočtená z hodnot maximálních amplitud vpřed (peakEMG-w pro chůzi a peakEMG-f pro tanec) pravé a levé dolní končetiny pro pohybové aktivity chůze (chůze), normálního pohybu (PvsL norm), zrcadlového pohybu (PvsL zrc) a pro 2 adekvátní pohyby (P norm vs L zrc; P zrc vs L norm). Pro každou pohybovou aktivitu, či adekvátní pohyb je vyobrazen průměr, směrodatná chyba a směrodatná odchylka %DA u 4 měřených svalů v následujícím pořadí: *m. vastus lateralis* (bílý), *m. biceps femoris* (zelený), *m. tibialis anterior* (modrý), *m. gastrocnemius lateralis* (šedý). Šedá horizontální linie protínající 0 %DA reprezentuje symetrii svalové aktivity mezi pravou a levou dolní končetinou.



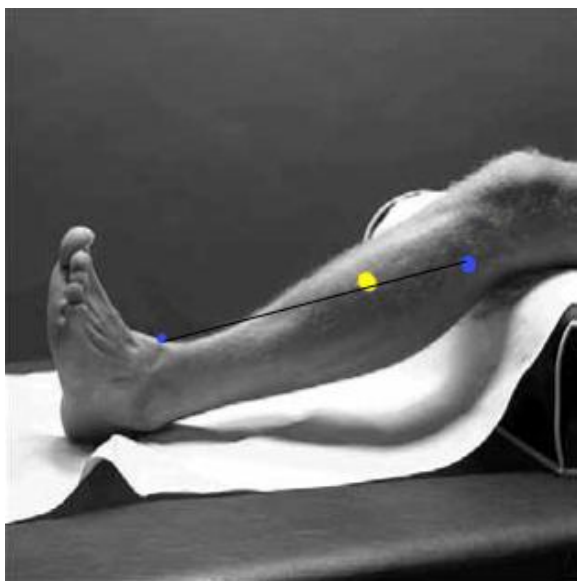
Graf 5. %DA vypočtená z hodnot maximálních amplitud vzad pravé a levé dolní končetiny pro pohybové aktivity chůze (chůze), normálního pohybu (PvsL norm), zrcadlového pohybu (PvsL zrc) a pro 2 adekvátní pohyby (P norm vs L zrc; P zrc vs L norm). Pro každou pohybovou aktivitu, či adekvátní pohyb je vyobrazen průměr, směrodatná chyba a směrodatná odchylka %DA u 4 měřených svalů v následujícím pořadí: *m. vastus lateralis* (bílý), *m. biceps femoris* (zelený), *m. tibialis anterior* (modrý), *m. gastrocnemius lateralis* (šedý). Šedá horizontální linie protínající 0 %DA reprezentuje symetrii svalové aktivity mezi pravou a levou dolní končetinou.



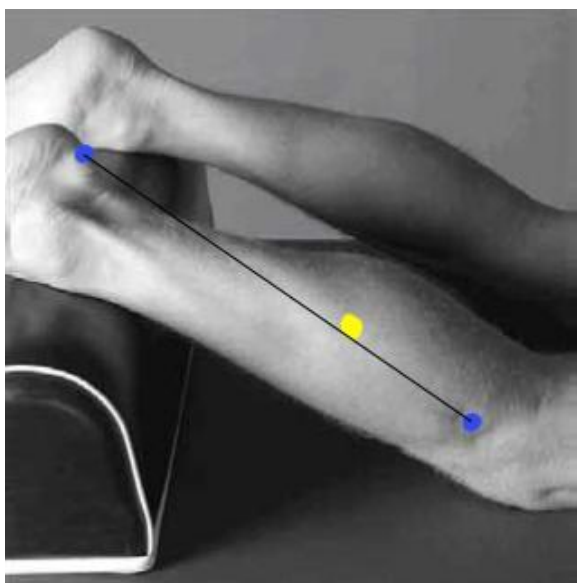
Obrázek 1. Lokalita pro umístění EMG senzoru na sval *vastus lateralis* (žlutě) ve 2/3 pomyslné linie mezi *spina iliaca anterior superior* (modře vpravo) a laterálním okrajem pately (modře vlevo). Obrázek byl převzat z webových stránek SENIAM [SENIAM n.d.].



Obrázek 2. Lokalita pro umístění EMG senzoru na sval *biceps femoris* (žlutě) v 1/2 délky pomyslné linie mezi *tuber ischiadicum* (modře vpravo) a *condylus lateralis tibiae* (modře vlevo). Obrázek byl převzat z webových stránek SENIAM [SENIAM n.d.].



Obrázek 3. Lokalita pro umístění EMG senzoru na sval *tibialis anterior* (žlutě) v 1/3 pomyslné linie mezi *caput fibulae* (modře vpravo) a *malleolus medialis* (modře vlevo). Obrázek byl převzat z webových stránek SENIAM [SENIAM n.d.].



Obrázek 4. Lokalita pro umístění EMG senzoru na sval *gastrocnemius lateralis* (žlutě) v 1/3 pomyslné linie mezi *caput fibulae* (modře vpravo) a *tuber calcanei* (modře vlevo). Obrázek byl převzat z webových stránek SENIAM [SENIAM n.d.].